

POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Tesi Magistrale in Ingegneria Biomedica

Confronto di tecniche di posizionamento per Human Body Models: configurazioni pre-impatto con rotazione cervicale



**Politecnico
di Torino**

Relatore:

Prof. Alessandro Scattina (DIMEAS)

Correlatore:

Ing. Stefano Tomassi

Candidata:

Irene Cuscina

Luglio 2026

Abstract

Nell'ambito della sicurezza passiva dei veicoli, evidenze scientifiche riportano la rilevanza dello studio della postura dell'occupante alla guida prima di un impatto. In particolare, in caso di urto posteriore, è stato riscontrato un incremento del rischio di lesioni associate al colpo di frusta quando il capo non è orientato in avanti ma risulta ruotato lateralmente, ad esempio verso lo specchietto retrovisore o verso il passeggero anteriore destro. Lo studio di posture pre-impatto caratterizzate da rotazione cervicale risulta quindi rilevante al fine di assicurare adeguate misure di prevenzione per i passeggeri. A tale scopo, i modelli di corpo umano agli elementi finiti (*FE Human Body Models*, FE HBMs) consentono di analizzare in condizioni controllate la risposta del rachide cervicale, permettendo di condurre analisi meno onerose in termini di tempi e risorse rispetto alle prove sperimentali con manichini fisici. Per tali ragioni i FE HBMs sono sempre più impiegati sia in ambito di ricerca sia in ambito industriale.

Il presente lavoro di tesi riguarda lo studio di due approcci di posizionamento (*geometry-based positioning* e *simulation-based positioning*) e la loro applicazione a due modelli di corpo umano agli elementi finiti sviluppati per il solutore LS-DYNA (THUMS e VIVA+), con l'obiettivo di ottenere configurazioni posturali caratterizzate da rotazione del capo e del rachide cervicale. Tali tecniche sono state utilizzate per entrambi i modelli, al fine di valutarne l'applicabilità e di evidenziare eventuali differenze operative tra i modelli considerati.

L'approccio *geometry-based*, eseguito tramite il software PIPER, è stato utilizzato per modificare direttamente la geometria dei modelli e generare configurazioni posturali successivamente utilizzabili in ambiente LS-DYNA. Tale procedura ha consentito di ottenere le configurazioni desiderate per il modello THUMS, mentre per il modello VIVA+ sono state riscontrate criticità che hanno impedito l'ottenimento di configurazioni utilizzabili. L'approccio *simulation-based*, eseguito direttamente in LS-DYNA mediante l'applicazione di input cinematici al modello, ha consentito di ottenere le configurazioni desiderate per il modello THUMS, mentre nel modello VIVA+ ha evidenziato alcune criticità, nonostante le quali è stato possibile ottenere le configurazioni utili per le analisi successive.

Infine, sono state definite delle procedure automatizzate in MATLAB, specifiche per ciascun modello, al fine di estrarre ed elaborare i dati prodotti dalle simulazioni, quali gli spostamenti di punti anatomici di riferimento e le deformazioni di muscoli e legamenti cervicali selezionati. Le procedure sviluppate consentono di organizzare in modo strutturato i risultati e di confrontare la risposta biomeccanica del distretto cervicale tra configurazioni e modelli.

Indice

Abstract.....	i
INDICE DELLE FIGURE.....	v
INDICE DELLE TABELLE.....	viii
CAPITOLO 1 – Introduzione	1
1.1 Strutture anatomiche cervicali	3
1.2 Dinamica del colpo di frusta.....	6
1.3 Lesioni cervicali nei traumi automobilistici	7
1.4 Approcci sperimentali nello studio del colpo di frusta	8
CAPITOLO 2 – Metodo agli Elementi Finiti e Tecniche di Posizionamento	10
2.1 Modelli FEM utilizzati	10
2.1.1 Total Human Model for Safety (THUMS).....	10
2.1.2 VIVA+.....	11
2.1.3 Confronto preliminare tra i modelli	11
2.2 Pre-processing e tecniche di posizionamento	13
2.3 Geometry-based Positioning in PIPER.....	13
2.3.1 THUMS.....	14
2.3.2 VIVA+.....	19
2.4 Simulation-based Positioning in LS-DYNA	20
2.4.1 THUMS.....	21
2.4.2 VIVA+.....	24
CAPITOLO 3 – Estrazione ed elaborazione dei dati numerici	26
3.1 Identificazione delle strutture anatomiche di interesse.....	27
3.2 Identificazione nodale dei punti di repere anatomici.....	28
3.3 Procedura automatizzata di estrazione ed elaborazione dei dati in MATLAB.....	29
CAPITOLO 4 – Risultati e analisi	32
4.1 Esito delle procedure di posizionamento	32
4.2 Confronto delle configurazioni ottenute.....	33
4.2.1 Confronto tra geometry-based e simulation-based nel modello THUMS	34
4.2.2 Confronto tra THUMS e VIVA+ nel simulation-based positioning	37
4.3 Analisi dei dati prodotti dalle simulazioni di posizionamento.....	39

4.3.1 Cinematica dei punti di repere anatomici	39
4.3.2 Deformazione dei legamenti cervicali	46
4.3.3 Deformazione dei muscoli cervicali	48
CONCLUSIONI	54
Bibliografia	57
Ringraziamenti.....	60

INDICE DELLE FIGURE

Figura 1. Corpo Vertebrale ⁶	3
Figura 2. Struttura delle Vertebre C1 e C2 ⁶	4
Figura 3. Legamento Alare e dell'Apice del Dente	5
Figura 4. Rappresentazione dell'Articolazione Atlanto-Occipitale ⁹	5
Figura 5. Modello di Deformazione del Collo in Quattro Stadi ¹²	7
Figura 6. THUMS AM50 V4 Occupant Model	10
Figura 7. VIVA+ Finite Element Models for Injury Assessment	11
Figura 8. Confronto visivo geometry-based positioning: rotazione di 17° (sinistra) e 56° (destra)	15
Figura 9. Confronto Warpage in THUMS (originale, 17°, 56°)	16
Figura 10. Confronto Jacobian in THUMS (originale, 17°, 56°)	17
Figura 11. Confronto Solid Distortion Index in THUMS (originale, 17°, 56°)	17
Figura 12. Confronto finale Warpage in THUMS (17°, 56°)	18
Figura 13. Confronto finale Jacobian in THUMS (17°, 56°)	19
Figura 14. Massa aggiunta in funzione del parametro DT2MS nel modello THUMS	23
Figura 15. Relazione tra tempo stimato di esecuzione e massa aggiunta per i valori di DT2MS considerati.....	23
Figura 16. Tempo stimato di esecuzione in funzione del parametro DT2MS nel modello THUMS.....	24
Figura 17. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso lo specchietto retrovisore: geometry-based 17° a sinistra, simulation-based 17° a destra	34
Figura 18. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso lo specchietto retrovisore: geometry-based 17° a sinistra, simulation-based 28° a destra	35
Figura 19. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso il passeggero anteriore destro: geometry-based 56° a sinistra, simulation-based 56° a destra	35
Figura 20. Confronto tra le configurazioni del distretto testa-collo completo ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	37
Figura 21. Confronto tra le componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite nelle configurazioni ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	38
Figura 22. Confronto tra le configurazioni del distretto testa-collo completo ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	38

Figura 23. Confronto tra le componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite nelle configurazioni ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	39
Figura 24. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento simulation-based a 17°	40
Figura 25. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento simulation-based a 28°	41
Figura 26. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento simulation-based a 56°	42
Figura 27. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS e il modello VIVA+ nel posizionamento simulation-based a 28°	44
Figura 28. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS e il modello VIVA+ nel posizionamento simulation-based a 56°	44
Figura 29. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello THUMS per la configurazione a 28°	46
Figura 30. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello VIVA+ per la configurazione a 28°	47
Figura 31. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello THUMS per la configurazione a 56°	47
Figura 32. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello VIVA+ per la configurazione a 56°	48
Figura 33. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	48
Figura 34. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	49
Figura 35. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Cervicis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	49
Figura 36. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Cervicis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	49
Figura 37. Deformazione assiale del muscolo Sternocleidomastoideo nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	50
Figura 38. Deformazione assiale del muscolo Sternocleidomastoideo nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	50
Figura 39. Deformazione assiale del muscolo Semispinalis Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	50
Figura 40. Deformazione assiale del muscolo Semispinalis Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra.....	51
Figura 41. Deformazione assiale del muscolo Splenius Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	51
Figura 42. Deformazione assiale del muscolo Splenius Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	51
Figura 43. Deformazione assiale del muscolo Splenius Cervicis nella configurazione a 28°:	

THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	52
Figura 44. Deformazione assiale del muscolo Splenius Cervicis nella configurazione a 56°:	
THUMS a sinistra, VIVA+ a destra	52

INDICE DELLE TABELLE

Tabella 1. Ripartizione percentuale della rotazione assiale cervicale adottata nel posizionamento	15
Tabella 2. Confronto dei valori di warpage massimo e Jacobian minimo nelle configurazioni a 17° e 56°, prima e dopo le procedure di smoothing	19
Tabella 3. Muscoli del distretto cervicale e relativa rappresentazione nei modelli THUMS e VIVA+	27
Tabella 4. Legamenti del complesso cranio-cervicale (UCS) e relativa rappresentazione nei modelli THUMS e VIVA+	28
Tabella 5. Punti di repere del distretto testa-collo utilizzati per l'analisi cinematica	29
Tabella 6. Parametri di mass scaling e tempi di simulazione associati al simulation-based positioning nei modelli THUMS e VIVA+	33
Tabella 7. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel geometry-based positioning e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante simulation-based positioning nel modello THUMS per la configurazione a 17°	40
Tabella 8. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel geometry-based positioning a 17° e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante simulation-based positioning con input cinematico pari a 28°	42
Tabella 9. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel geometry-based positioning e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante simulation-based positioning nel modello THUMS per la configurazione a 56°	43

CAPITOLO 1 – Introduzione

L'evoluzione tecnologica dei mezzi di trasporto ha progressivamente aumentato la mobilità delle persone, agevolandone gli spostamenti, e ha reso centrale lo studio della sicurezza passiva dei veicoli. In tale ambito, la postura assunta da un occupante alla guida di un veicolo rappresenta una condizione rilevante, poiché può influenzare il rischio di lesioni in caso di impatto.¹

In caso di urto posteriore tra veicoli, evidenze scientifiche associano infatti un maggior rischio di lesioni cervicali in occupanti alla guida che al momento dell'impatto assumono posture in cui il capo non è orientato in avanti ma risulta ruotato lateralmente. In questo genere di sinistro, le lesioni cervicali riscontrate nell'occupante sono associate al cosiddetto fenomeno del colpo di frusta; si parla infatti di 'Whiplash Associated Disorders' (WAD), che risultano essere tra le più diffuse nei sinistri stradali.²

Al fine di studiare l'effetto delle posture pre-impatto, è necessario disporre di strumenti in grado di rappresentare la risposta del corpo umano. Comunemente nei crash test si adoperano '*full-scale anthropomorphic test devices*' (ATDs), ovvero manichini fisici; questo genere di prove, tuttavia, è molto oneroso in termini di tempo e di risorse.³ Negli ultimi decenni si sono quindi affermati sempre più surrogati umani numerici basati sul metodo degli elementi finiti, una tecnica che consente di studiare il comportamento di strutture complesse suddividendole in elementi più semplici tra loro collegati. Tali modelli, noti come *finite element human body models* (FE HBMs), sono impiegati sia in ambito di ricerca sia in ambito industriale.⁴

Gli FE HBMs consentono di riprodurre fedelmente le strutture anatomiche e le proprietà meccaniche dei tessuti biologici, rendendo possibile l'analisi di grandezze, quali tensioni e deformazioni nei tessuti, che possono essere correlate al rischio di lesione di specifiche regioni corporee. Tuttavia, nonostante le loro potenzialità, l'impiego di tali modelli presenta ancora alcune criticità; tra queste vi è la difficoltà nel modificare la postura dei modelli, che sono generalmente disponibili in una configurazione iniziale definita. L'ottenimento di configurazioni posturali differenti può infatti richiedere simulazioni o approcci di deformazione geometrica, che possono ridurre la qualità degli elementi e introdurre instabilità numeriche. Inoltre, la presenza di numerosi modelli umani agli elementi finiti, sviluppati secondo formulazioni differenti, rende complessa la trasferibilità diretta di strumenti e procedure tra modelli diversi. Per questo motivo, risulta rilevante lo sviluppo di

procedure di posizionamento che siano il più possibile indipendenti dal modello considerato.⁵

In questo contesto si inserisce il presente lavoro di tesi, che riguarda lo studio di due approcci di posizionamento (*geometry-based positioning* e *simulation-based positioning*) e la loro applicazione a due modelli di corpo umano agli elementi finiti sviluppati per il solutore LS-DYNA (THUMS e VIVA+). L'obiettivo è ottenere configurazioni posturali caratterizzate da rotazione del capo e del rachide cervicale. Tali tecniche sono state utilizzate per entrambi i modelli, al fine di valutarne l'applicabilità e di evidenziare eventuali differenze operative tra i modelli considerati.

Infine, sono state definite delle procedure automatizzate in MATLAB, specifiche per ciascun modello, al fine di estrarre ed elaborare i dati prodotti dalle simulazioni, quali gli spostamenti di punti anatomici di riferimento e le deformazioni di muscoli e legamenti cervicali selezionati. Le procedure sviluppate consentono di organizzare in modo strutturato i risultati e di confrontare la risposta biomeccanica del distretto cervicale tra configurazioni e modelli.

Il presente lavoro è organizzato nel seguente modo.

Nel Capitolo 1 viene approfondita l'anatomia del rachide cervicale e la biomeccanica del colpo di frusta, riportando inoltre gli studi sperimentali presi in riferimento per l'applicazione delle procedure di posizionamento.

Nel Capitolo 2 viene presentato lo studio tecnico dei modelli FE HBMs a disposizione e delle metodologie di posizionamento in relazione ai software utilizzati (LS-Dyna e PIPER).

Nel Capitolo 3 vengono definite le grandezze di interesse e vengono inoltre presentate le routine MATLAB sviluppate per estrarre ed elaborare i risultati delle simulazioni di posizionamento.

Nel Capitolo 4 si analizzano la cinematica del rachide cervicale e la risposta deformativa di muscoli e legamenti nei due modelli, interpretando i risultati alla luce dei differenti approcci di modellazione del rachide cervicale.

1.1 Strutture anatomiche cervicali

Prima di descrivere le tecniche di posizionamento e le procedure di analisi adottate, vengono richiamati alcuni concetti relativi all'anatomia del rachide cervicale, utili a inquadrare le strutture considerate nello svolgimento del presente lavoro di tesi.

La colonna vertebrale o rachide può essere suddivisa in tre regioni: cervicale, toracica e lombare, a cui seguono sacro e coccige. Le prime sette vertebre appartengono al tratto cervicale e vengono così enumerate: C1-C7. La prima si articola con il cranio grazie ai condili occipitali, due protuberanze ossee ovali e convesse situate alla base del cranio, costituendo così il complesso atlanto-occipitale (C0-C1); la C7 invece si collega alla T1, ovvero la prima vertebra della regione toracica.

Le vertebre si presentano singolarmente come elementi a geometria cilindrica a cui si collegano un arco vertebrale, un processo spinoso e due processi trasversi, ovvero dei prolungamenti ossei che si sviluppano rispettivamente nelle zone dorsali e laterali. La loro funzione consiste nel fornire delle superfici di inserzione per legamenti e muscoli. In posizione centrale si trova il forame vertebrale, che vertebra dopo vertebra, costituisce il canale spinale⁶ (Figura 1).

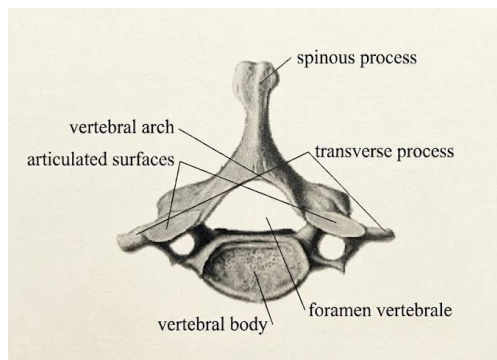


Figura 1. Corpo Vertebrale ⁶

Le vertebre C1 e C2 differiscono dalle altre vertebre cervicali. La prima, anche denominata Atlante, ha una geometria più anulare; la seconda, più nota come Asse, presenta un prolungamento osseo chiamato Dente, che si articola nell'arco anteriore dell'Atlante, costituendo il giunto atlanto-assiale (Figura 2). Si tratta dell'unica articolazione tra vertebre cervicali priva di disco intervertebrale.⁶

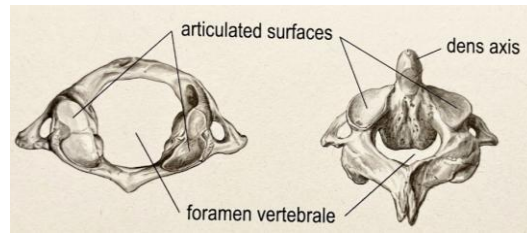


Figura 2. Struttura delle Vertebre C1 e C2 ⁶

Dunque, ad eccezione di C1-C2, le articolazioni tra i corpi vertebrali prevedono l'interposizione di un disco fibrocartilagineo di forma biconvessa in sezione sagittale, saldamente attaccato alle superfici di due elementi ossei contigui. La porzione centrale dei dischi è costituita dal nucleo polposi, una massa gelatinosa costituita per l'88% da acqua, avvolta esternamente da un anello fibroso. La loro presenza contribuisce ad una distribuzione uniforme dei carichi sulle facce dei corpi vertebrali.⁷ Le articolazioni tra i processi articolari, chiamate zigoapofisarie, si instaurano invece tra le faccette articolari delle vertebre adiacenti, grazie all'interposizione di capsule articolari.⁷ Le faccette articolari sono superfici ossee lisce rivestite di cartilagine che permettono il contatto e lo scorrimento tra vertebre contigue.

Per quanto riguarda la stabilità del rachide cervicale, questa è garantita dalla presenza di numerosi legamenti; fondamentali sono il legamento longitudinale anteriore ed il longitudinale posteriore, che percorrono la colonna fino al tratto lombare e sono posti sul piano frontale rispettivamente anteriormente e posteriormente rispetto ai corpi vertebrali.⁸ Sono inoltre presenti il legamento giallo, il legamento sopraspinoso e il legamento interspinoso; particolare attenzione è rivolta, tuttavia, alle strutture che stabilizzano l'articolazione atlanto-assiale:

- legamento dell'apice del Dente, che collega il Dente dell'epistrofeo e la superficie anteriore del forame magno dell'osso occipitale;
- legamenti alari, che si collocano lateralmente al Dente, tra i condili occipitali e l'atlante (Figura 3);
- legamento trasverso, che avvolge posteriormente il Dente dell'epistrofeo, mantenendolo aderente all'arco anteriore dell'atlante;
- legamento crociato dell'atlante (o cruciforme), che è costituito dal legamento trasverso e da due fasci longitudinali: uno che si estende verso l'osso occipitale

fondendosi con il legamento dell'apice del Dente, e uno che si inserisce posteriormente sul corpo dell'epistrofeo;

- membrana tectoria, che dalla base dell'occipite si inserisce sull'epistrofeo e continua con il legamento longitudinale posteriore⁷ (Figura 4).

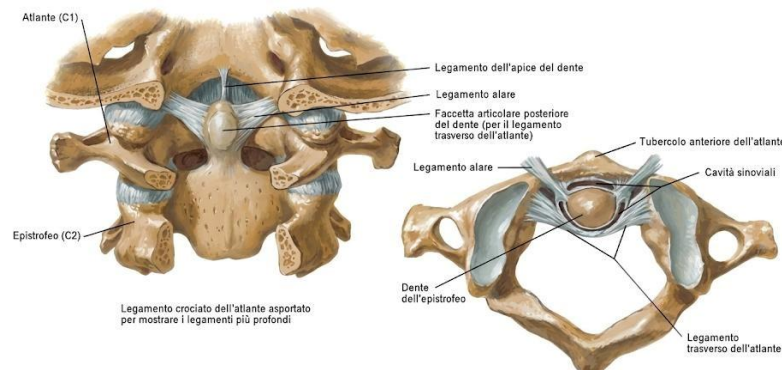


Figura 3. Legamento Alare e dell'Apice del Dente

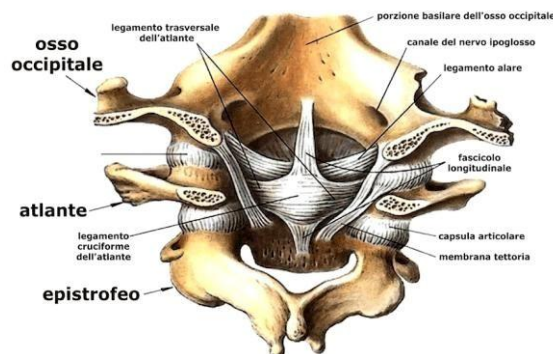


Figura 4. Rappresentazione dell'Articolazione Atlanto-Occipitale⁹

Per quanto riguarda i muscoli coinvolti nel supporto del rachide e nella stabilizzazione del capo, si possono classificare in tre gruppi in base al livello di profondità. Il primo è costituito dai muscoli spinotrasversali superficiali, ovvero lo splenius capitis e lo splenius cervicis, che contribuiscono ai movimenti di estensione e rotazione del capo. Al di sotto di questo strato si trova il gruppo degli erettori spinali, che comprende iliocostalis, longissimus e spinalis. Questi muscoli giocano un ruolo fondamentale nel mantenimento della postura eretta e nella stabilizzazione globale della colonna. Più in profondità è presente il gruppo dei transversospinali, a cui appartengono semispinalis, multifidus e rotatori. Il muscolo semispinalis è localizzato principalmente nei tratti toracico e cervicale. Il muscolo

multifidus, situato in posizione intermedia, è presente lungo tutta la colonna vertebrale e risulta particolarmente sviluppato nel tratto lombare. Infine i rotatori, più profondi e di dimensioni ridotte, sono maggiormente sviluppati a livello toracico.¹⁰

1.2 Dinamica del colpo di frusta

Dopo aver richiamato le principali strutture anatomiche del rachide cervicale, è possibile inquadrare la dinamica del colpo di frusta, con particolare riferimento al moto del distretto testa-collo durante un urto posteriore.

Gli impatti posteriori a bassa e media velocità rappresentano la condizione più frequentemente associata all'insorgenza di sintomatologia da WAD. Studi condotti su cadaveri e su individui volontari in tali condizioni hanno mostrato come la risposta biomeccanica del rachide cervicale segua una sequenza cinematica strutturata in quattro fasi.

Nella fase iniziale (0–40ms) il sedile inizia a spingere il tronco in avanti tramite lo schienale, determinando una progressiva rettificazione della colonna vertebrale e una riduzione della curva lordotica cervicale.⁶ Ciò è dovuto all'inerzia della testa che in queste condizioni non segue immediatamente il movimento del torso.

Nella fase successiva (40–100ms) il tronco continua a muoversi in avanti e verso l'alto, seguendo l'inclinazione dello schienale, generando un incremento della compressione assiale sulla colonna cervicale. La testa tende a mantenere inizialmente la propria posizione per inerzia, determinando una deformazione differenziale lungo i segmenti del rachide. Questa distribuzione non uniforme del moto porta alla caratteristica configurazione a “S”, con regione inferiore in estensione e regione superiore in flessione. In questa fase il carico assiale raggiunge il suo valore massimo.

Tra 100 e 160ms si osserva una fase di transizione in cui il sistema testa-collo risente del moto del tronco: il carico assiale diminuisce progressivamente mentre aumentano le forze di taglio, che raggiungono il loro picco intorno a 120 ms. La testa e parallelamente il rachide cervicale cominciano a subire un'estensione.

Nella fase finale (150–220ms) il sistema testa-collo raggiunge la massima estensione cervicale, mentre il tronco continua il movimento in avanti e verso il basso. Qui le forze assiali e di taglio diminuiscono progressivamente (Figura 5).¹¹

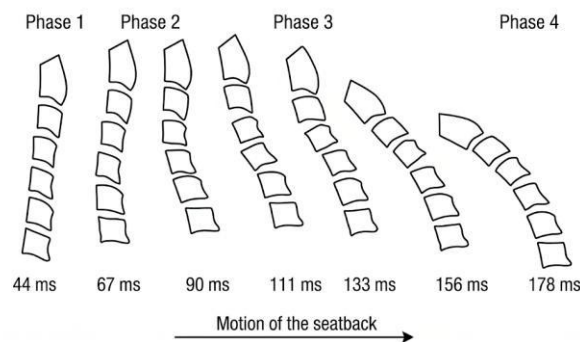


Figura 5. Modello di Deformazione del Collo in Quattro Stadi ¹²

Sulla base di tali evidenze, in caso di colpo di frusta, i principali meccanismi lesivi vengono associati ai seguenti fenomeni: iperflessione del rachide durante la fase iniziale dell’impatto e assunzione della cosiddetta forma a “S”, interazione con eventuali sistemi di ritenuta, iperestensione in condizioni di impatto severo o in assenza di supporto del capo e assunzione della cosiddetta forma a “C”.¹¹

1.3 Lesioni cervicali nei traumi automobilistici

Tra le lesioni cervicali comunemente riscontrate in caso di colpo di frusta vi è lo stiramento delle fibre muscolari, registrato durante le fasi di iperflessione e di iperestensione. Si attribuisce lo stiramento alla contrazione eccentrica, rispettivamente nelle due fasi, dei muscoli flessori anteriori e dei muscoli estensori; in particolar modo deformazioni rilevanti si attribuiscono allo sternocleidomastoideo nella fase di iperestensione e a semispinalis e splenius nella fase di rimbalzo.¹¹

Inoltre, le sollecitazioni traumatiche subite possono indurre alterazioni delle proprietà meccaniche dei legamenti cervicali determinando microlesioni. Questo comporta una riduzione della capacità dei legamenti di fornire stabilità, con conseguente alterazione della distribuzione dei carichi a livello delle articolazioni zigoapofisarie.¹¹

Diversi studi suggeriscono che tali meccanismi lesivi non siano indipendenti dalla posizione del capo al momento dell’impatto. In particolare, una rotazione preesistente del capo è stata associata ad un aumento delle deformazioni delle strutture cervicali, in quanto riduce l’intervallo di estensione fisiologico e modifica la distribuzione delle sollecitazioni a livello dei tessuti molli e delle strutture legamentose.

Alla luce di queste considerazioni, diversi lavori hanno adottato configurazioni sperimentali con capo ruotato per investigare la risposta biomeccanica del rachide cervicale in tali condizioni.¹³

1.4 Approcci sperimentali nello studio del colpo di frusta

Studi sperimentali su volontari hanno valutato l'influenza di differenti posture iniziali del capo mediante l'acquisizione simultanea di parametri cinematici e neuromuscolari. In particolare, in tali studi sono state monitorate grandezze quali accelerazioni lineari e angolari di testa e tronco, spostamenti relativi tra i segmenti cervicali e attività elettromiografica della muscolatura del collo.¹⁴

Le configurazioni sperimentali analizzate prevedevano differenti gradi di rotazione assiale del capo, considerando situazioni realistiche di guida, quali il controllo degli specchietti laterali o dello specchietto retrovisore e la rotazione verso il passeggero sulla destra. Da questi test si è osservato che, applicando un precarico torsionale ai segmenti cervicali prima di una sollecitazione riconducibile al colpo di frusta, si registrava un aumento delle deformazioni capsulari, una maggiore flessibilità intervertebrale e variazioni geometriche a livello dei forami intervertebrali. In particolare, sono state osservate deformazioni capsulari quasi doppie rispetto alle prove con postura frontale.¹⁴ Si è inoltre evidenziato un aumento dell'attività dello sternocleidomastoideo controlaterale alla direzione di rotazione del capo durante impatti posteriori, mentre simulazioni numeriche mediante modelli agli elementi finiti hanno riportato un incremento delle deformazioni nei legamenti capsulari e nel complesso C0-C1-C2 in presenza di rotazione assiale del collo.¹⁴

Tali risultati evidenziano l'importanza di considerare posture pre-impatto differenti nelle analisi biomeccaniche dedicate allo studio del colpo di frusta. Nel Capitolo successivo verranno descritti i modelli numerici utilizzati e le procedure di posizionamento adottate in questo lavoro di tesi per ottenere configurazioni caratterizzate da rotazione del capo e del rachide cervicale.

CAPITOLO 2 – Metodo agli Elementi Finiti e Tecniche di Posizionamento

2.1 Modelli FEM utilizzati

Nel presente lavoro di tesi sono stati utilizzati i modelli agli elementi finiti THUMS e VIVA+, entrambi impiegati per le simulazioni numeriche in ambiente LS-DYNA¹⁵. Le principali caratteristiche dei due modelli sono riportate nei paragrafi seguenti.

2.1.1 Total Human Model for Safety (THUMS)

Il ‘Total Human Model for Safety’ (THUMS) è un modello umano ad elementi finiti sviluppato congiuntamente da TOYOTA MOTOR CORPORATION e TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC¹⁶. Il modello è stato originariamente sviluppato a partire dai primi anni 2000 per la simulazione della cinematica del corpo umano e delle risposte alle lesioni negli incidenti automobilistici¹⁷, con successivi aggiornamenti che hanno portato alla versione AM50 V4.1 utilizzata nel presente lavoro di tesi. Il modello AM50%ile rappresenta un maschio adulto medio, con altezza di 175 cm e peso di 77 kg (Figura 6); è costituito da circa 2,000,000 di elementi ed è in grado di simulare anche le lesioni che interessano gli organi interni, i cui dati geometrici sono stati generati a partire da scansioni CT ad alta risoluzione.



Figura 6. THUMS AM50 V4 Occupant Model

Dal punto di vista della presente applicazione, è rilevante descrivere la tipologia di discretizzazione delle principali strutture anatomiche rappresentate nel distretto testa-collo del modello. I muscoli del collo sono descritti mediante elementi 1D (*discrete e seatbelt*)¹⁸ e i loro punti di attacco con le componenti ossee corrispondono ad effettivi punti di inserzione

anatomici. Le ossa corticali sono rappresentate mediante elementi *shell*, ovvero elementi bidimensionali (2D) dotati di uno spessore marcatamente inferiore rispetto alle altre due dimensioni¹⁹, mentre le ossa trabecolari sono modellate mediante elementi solidi. Infine, per i legamenti viene adottata una discretizzazione mediante elementi *shell*.

2.1.2 VIVA+

VIVA+ è un modello agli elementi finiti di soggetto adulto medio, con altezza pari a 175 cm e peso di 76.75 kg²⁰. È stato sviluppato nell'ambito del progetto europeo *Virtual Human Models for Safety* (Project Virtual)²¹, avviato nel 2018. Il framework VIVA+ comprende sia una versione maschile sia una femminile; nel presente lavoro è stata utilizzata la versione maschile 50M 2.0.1 (Figura 7). Per la successiva fase di analisi e confronto con il modello THUMS, è rilevante descrivere la discretizzazione delle componenti anatomiche di interesse. I muscoli sono modellati mediante elementi *beam*²², mentre i legamenti mediante elementi *shell*. Anche in questo caso, le ossa corticali sono rappresentate tramite elementi *shell* e le ossa trabecolari tramite elementi solidi.

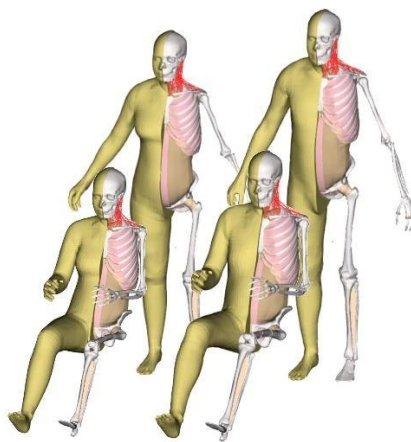


Figura 7. VIVA+ Finite Element Models for Injury Assessment

2.1.3 Confronto preliminare tra i modelli

Il confronto tra i modelli THUMS e VIVA+ è stato introdotto al fine di evidenziare le differenze di discretizzazione delle principali strutture anatomiche di interesse; tali differenze, infatti, influenzano sia le procedure di estrazione ed elaborazione dei dati sia la successiva interpretazione dei risultati.

Per quanto riguarda i legamenti, nel modello THUMS i materiali presentano la formulazione MAT_FABRIC con modulo di Young in direzione longitudinale costante ($EA = 15.08MPa$, $EB = 0MPa$); questa formulazione è associata a elementi di tipo membrana con 3 o 4 nodi e viene utilizzata per la modellazione di componenti che possono subire grandi deformazioni²³. Nel modello VIVA+ si adotta la medesima formulazione per i materiali dei legamenti, dove $EA = 1.0 \times 10^{-6}GPa$ e $EB = 1.0 \times 10^{-6}GPa$; tuttavia, il comportamento dei singoli legamenti è definito mediante curve di carico tensione-deformazione, identificate dai parametri LCA e LCB, rispettivamente per la direzione principale e la direzione secondaria delle fibre.²³ Tali curve, specifiche per ciascun legamento e derivate da dati sperimentali riportati in letteratura²⁴, definiscono la risposta non lineare del materiale.

Per quanto riguarda i muscoli di interesse descritti nel Capitolo 1, nel modello THUMS sono definiti come elementi *discrete*, ad eccezione dello sternocleidomastoideo che rientra negli elementi *seatbelt*; le formulazioni dei materiali adottate sono rispettivamente MAT_SPRING_MUSCLE e MAT_SEATBELT.²³ Nel modello VIVA+ invece, trattandosi di elementi *beam*, la formulazione è del tipo MAT_MUSCLE.²³ L'utilizzo di differenti tipologie di materiali è dovuto alle differenti scelte di modellazione adottate dagli sviluppatori nei due modelli.

Nel modello THUMS, le interazioni tra le strutture anatomiche di interesse per il presente studio sono definite principalmente mediante un contatto di tipo AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE (denominato *body*)²⁵; in particolare, tale contatto comprende componenti corticali delle vertebre cervicali, strutture discali, legamenti cervicali e cranio-cervicali e parti associate ai tessuti molli del collo e della testa.

Nel modello VIVA+ la definizione dei contatti risulta articolata in più formulazioni separate: le superfici superiori e inferiori delle vertebre cervicali sono associate a contatti dedicati di tipo TIED_SURFACE_TO_SURFACE, utilizzati per definire specifici vincoli cinematici tra le strutture anatomiche adiacenti.²⁵ Per quanto riguarda i legamenti cervicali è definito un contatto di tipo AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE. È inoltre presente un contatto denominato *Neck-Torso-Cavity-Interior* che include diverse strutture del distretto testa-collo e del tratto cervicale, tra cui componenti ossee del cranio, vertebre cervicali, processi articolari, legamenti, strutture discali e parti associate ai tessuti molli.

Il confronto tra le due definizioni evidenzia quindi che entrambi i modelli includono nei contatti strutture ossee, legamentose e componenti associate ai tessuti molli del distretto

testa-collo. La differenza principale riguarda l'organizzazione dei contatti: nel modello THUMS numerose strutture di interesse sono raccolte all'interno del contatto principale *body*, mentre nel modello VIVA+ la gestione delle interazioni risulta maggiormente suddivisa tra contatti specifici.

2.2 Pre-processing e tecniche di posizionamento

A partire dalla descrizione delle caratteristiche dei modelli THUMS e VIVA+, è necessario definire le procedure adottate per modificarne la configurazione posturale. Le procedure descritte nel presente paragrafo rientrano nella fase di *pre-processing*, ovvero nell'insieme di operazioni preliminari alla simulazione finalizzate alla preparazione del modello e, nel caso specifico, all'ottenimento delle configurazioni posturali iniziali.

Sulla base di test sperimentali su volontari riportati in letteratura, che riproducono scenari di urto posteriore per lo studio dell'influenza della postura pre-impatto del distretto testacollo sulla biomeccanica del colpo di frusta, sono state selezionate alcune posture al fine di applicarle nel presente lavoro di tesi sui modelli THUMS e VIVA+. Le posizioni in questione sono la rotazione del capo in direzione dello specchietto retrovisore, corrispondente a una rotazione di 17° verso destra attorno all'asse longitudinale del corpo, e la rotazione verso il passeggero sul lato destro, corrispondente a una rotazione di 56° lungo il medesimo asse.¹⁴

Le metodologie di posizionamento che consentono di applicare delle modifiche posturali ai FE HBMs possono essere generalmente distinte in due categorie: tecniche *geometry-based* e tecniche *simulation-based*.

2.3 Geometry-based Positioning in PIPER

Per quanto riguarda l'approccio *geometry-based*, questo consiste nella deformazione diretta della geometria del modello fino al raggiungimento della configurazione desiderata, senza includere una fase di simulazione che riproduca il comportamento fisico del sistema durante il posizionamento. Il principale vantaggio di questa metodologia consiste nella riduzione dei tempi computazionali; tuttavia, tale soluzione comporta alcune limitazioni: gli stati tensionali e deformativi indotti durante il processo di posizionamento non vengono considerati nelle fasi successive di simulazione e la deformazione geometrica può determinare un degrado della qualità della *mesh*, ovvero l'insieme degli elementi in cui è

discretizzato il modello, con conseguenti effetti negativi sulle condizioni numeriche della configurazione ottenuta.²⁶

Per mitigare tali criticità, in alcuni casi vengono applicate procedure di correzione della *mesh* a valle del posizionamento, finalizzate al miglioramento della qualità degli elementi e alla riduzione di distorsioni geometriche.

Nel presente lavoro il *geometry-based positioning* è stato applicato mediante PIPER, software che consente il posizionamento e la personalizzazione di Human Body Models per applicazioni nell'ambito della sicurezza stradale e dello studio delle lesioni²⁷. All'interno dell'ambiente PIPER vengono utilizzati i metadati, ossia informazioni descrittive associate alle entità del modello, che consentono di collegare le entità numeriche alle corrispondenti strutture anatomiche. Nei modelli FE HBMs, infatti, tali entità sono generalmente riconducibili a specifiche strutture anatomiche mediante nomenclature descrittive; tuttavia, non esiste uno standard univoco per tale classificazione, con possibili differenze tra modelli sviluppati da autori diversi. L'utilizzo dei metadati consente invece una rappresentazione coerente delle componenti anatomiche tra modelli differenti.²⁸

Mediante la metodologia descritta, è stato quindi eseguito il *geometry-based positioning* dei modelli considerati nel presente studio. Nei paragrafi seguenti vengono riportate le procedure adottate e i dati ottenuti per ciascun modello.

2.3.1 THUMS

Per il modello THUMS il *geometry-based positioning* è stato applicato mediante il modulo *Pre-Positioning* di PIPER. Dopo l'importazione del modello e dei relativi metadati, sono state bloccate tutte le regioni ossee ad eccezione di quelle coinvolte nella rotazione del distretto testa-collo, ovvero il cranio e le vertebre cervicali (tramite *Fixed Bone Controller*). Si è proseguito applicando opportune rotazioni ai giunti tra le vertebre cervicali al fine di ottenere una rotazione complessiva di 17° della testa, per riprodurre la condizione di osservazione dello specchietto retrovisore, e successivamente di 56° per simulare la rotazione verso il passeggero anteriore destro (tramite *Joint Controller*)²⁸. Per ciascun giunto la rotazione è stata imposta attorno all'asse z del sistema di riferimento locale del giunto.

La distribuzione della rotazione lungo i segmenti del rachide cervicale è stata definita sulla base delle evidenze presenti in letteratura relative al contributo dei singoli livelli articolari

alla rotazione assiale del collo.²⁹ In particolare, è stato riportato che il complesso C1–C2 fornisce il principale contributo al range di movimento cervicale, con valori pari a $73.2 \pm 17.3\%$ della rotazione complessiva, mentre i restanti segmenti contribuiscono in misura inferiore, generalmente al di sotto del 10% per ciascun livello.²⁹ Sulla base di tali indicazioni, è stata adottata una distribuzione progressiva delle rotazioni vertebrali lungo il rachide cervicale, caratterizzata da un contributo predominante del segmento atlanto-assiale e da valori decrescenti verso i livelli superiori e inferiori (Tabella 1). Tale scelta è stata inoltre finalizzata a garantire una variazione graduale della deformazione tra segmenti adiacenti, riducendo la presenza di discontinuità locali nella configurazione geometrica ottenuta tramite il procedimento di posizionamento.

Si riporta in Figura 8 il risultato dei posizionamenti *geometry-based* del modello THUMS in vista frontale.

Tabella 1. Ripartizione percentuale della rotazione assiale cervicale adottata nel posizionamento

Segmento Cervicale	Rotazione assegnata (%)
C0-C1	4%
C1-C2	70%
C2-C3	3%
C3-C4	5%
C4-C5	6.5%
C5-C6	7.5%
C6-C7	4%



Figura 8. Confronto visivo *geometry-based positioning*: rotazione di 17° (sinistra) e 56° (destra)

A seguito del posizionamento si è effettuato un controllo della qualità della *mesh* rispetto al modello originale, poiché, come anticipato in precedenza, l'approccio utilizzato può indurre distorsioni geometriche che degradano la qualità degli elementi. A tale scopo sono stati confrontati alcuni parametri descrittivi mediante strumenti di analisi disponibili nell'ambiente *pre/post-processing* di LS-DYNA.³⁰

Per quanto riguarda gli elementi *shell* sono stati confrontati i valori di *Jacobian* e *warpage*; il primo fornisce una misura della qualità dell'elemento, evidenziando eventuali distorsioni rispetto alla sua configurazione geometrica ottimale³¹, mentre il secondo quantifica il grado di non complanarità degli elementi *shell*, fornendo una misura delle deformazioni fuori piano³². Per gli elementi solidi è stato invece analizzato il parametro *distortion index*, al fine di valutare il livello di distorsione geometrica degli elementi volumetrici.

Evidenziando le sole strutture anatomiche appartenenti al distretto testa-collo, sono stati confrontati i valori di *warpage* riportati nelle visualizzazioni a contorni (*fringe plot*) per le tre configurazioni del modello: configurazione originale non deformata, configurazione ruotata per il controllo dello specchietto retrovisore e configurazione ruotata verso il passeggero sul lato destro (Figura 9). Il valore del parametro risulta crescente all'aumentare della rotazione applicata, indicando un incremento delle deformazioni fuori piano degli elementi *shell*.

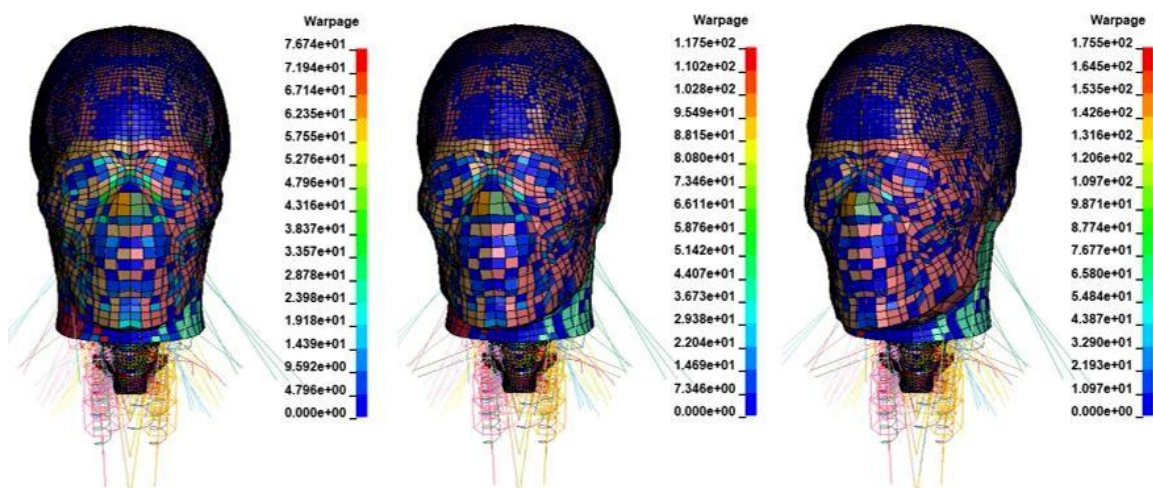


Figura 9. Confronto Warpage in THUMS (originale, 17°, 56°)

Confrontando il parametro *Jacobian* si osserva una variazione significativa dei valori associati agli elementi *shell* esclusivamente nella configurazione caratterizzata da maggiore

deformazione. In particolare, applicando una rotazione di 17° il parametro rimane prossimo al valore osservato nella condizione iniziale, mentre applicando una rotazione di 56° si osserva un peggioramento della qualità degli elementi, con valori che indicano una maggiore distorsione geometrica rispetto alla condizione iniziale (Figura 10).

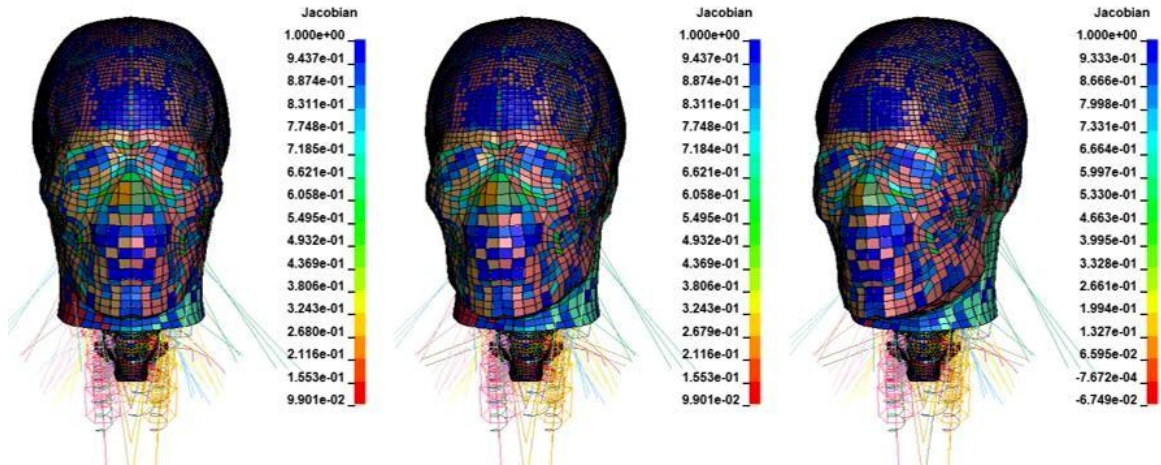


Figura 10. Confronto Jacobian in THUMS (originale, 17° , 56°)

L'analisi del *distortion index* sugli elementi solidi mostra valori sostanzialmente simili tra le tre configurazioni analizzate, evidenziando che le variazioni geometriche introdotte sugli elementi solidi dal *geometry-based positioning* risultano meno significative rispetto a quanto osservato per gli elementi *shell* (Figura 11). Questo comportamento indica che le principali alterazioni della qualità della *mesh* si manifestano prevalentemente nelle componenti *shell* del modello, mentre gli elementi volumetrici risultano meno sensibili alla procedura di posizionamento di questo distretto anatomico.

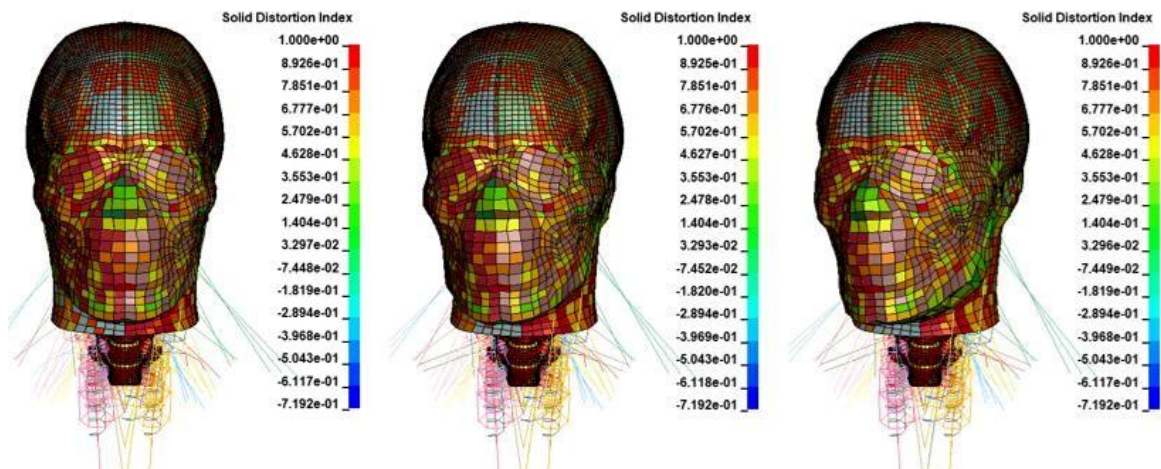


Figura 11. Confronto Solid Distortion Index in THUMS (originale, 17° , 56°)

Alla luce dello stato di deformazione introdotto dalla procedura di posizionamento, la fase di miglioramento della qualità della *mesh* è stata effettuata mediante due differenti approcci applicati in PIPER in successione. Il primo, denominato *surface smoothing*, agisce sulla superficie delle entità anatomiche, al fine di ridurre le irregolarità locali della *mesh*. Risulta particolarmente efficace se applicato alle superfici esterne del modello, in particolare sulla pelle, successivamente al posizionamento. Il secondo approccio, denominato *transformation smoothing*, non interviene direttamente sulla *mesh*, ma agisce sulla trasformazione geometrica applicata tra la configurazione iniziale e quella finale del modello. In particolare, riduce le distorsioni locali introdotte dal posizionamento, preservando la qualità originale degli elementi e limitando la comparsa di penetrazioni tra le diverse strutture anatomiche.²⁸ Entrambe le procedure sono state applicate al modello nelle due configurazioni posturali ottenute.

Si riporta il *quality check* della *mesh* a seguito dell'applicazione delle tecniche selezionate. Il modello nelle configurazioni ottenute mostra valori di *Jacobian* e *warpage* paragonabili a quelli del modello originale non deformato, indicando un miglioramento della qualità numerica degli elementi *shell* rispetto allo stato immediatamente successivo al posizionamento (Figura 12, Figura 13). In Tabella 2 si riporta il confronto dei valori di *warpage* massimo e *Jacobian* minimo nelle configurazioni a 17° e 56°, prima e dopo le procedure di *smoothing*.

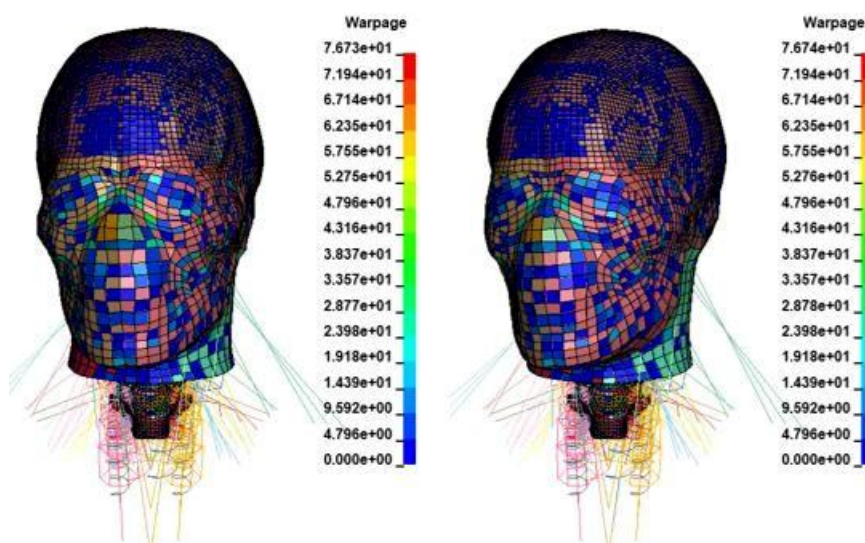


Figura 12. Confronto finale Warpage in THUMS (17°, 56°)

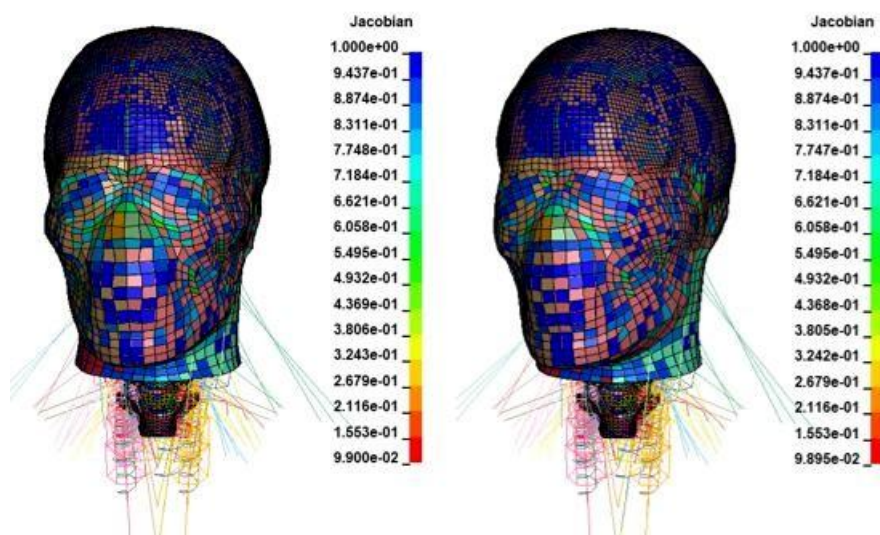


Figura 13. Confronto finale Jacobian in THUMS (17°, 56°)

Tabella 2. Confronto dei valori di warpage massimo e Jacobian minimo nelle configurazioni a 17° e 56°, prima e dopo le procedure di smoothing

Configurazione	Warpage max prima dello smoothing	Warpage max dopo lo smoothing	Jacobian min prima dello smoothing	Jacobian min dopo lo smoothing
17°	1.175×10^2	7.673×10^1	9.901×10^{-2}	9.900×10^{-2}
56°	1.755×10^2	7.674×10^1	-6.749×10^{-2}	9.895×10^{-2}

2.3.2 VIVA+

Per quanto riguarda il modello VIVA+, l'approccio *geometry-based* mediante PIPER non ha consentito di ottenere configurazioni utilizzabili per le attività di analisi previste nel presente lavoro. Nonostante siano state seguite le indicazioni riportate nella documentazione ufficiale del modello relativamente alla preparazione dei file e all'importazione dei metadati³³, durante la fase di caricamento del modello in PIPER risulta un errore relativo ad alcuni *landmark* anatomici, che nel framework PIPER rappresentano punti anatomici utilizzati per identificare specifiche regioni del modello e per la definizione di sistemi di riferimento.²⁸ In particolare, risulta che alcuni *landmark* facciano riferimento a ID nodali, cioè codici numerici associati ai nodi, non definiti nel modello importato.

Sono state effettuate diverse verifiche, tra cui il controllo delle versioni del modello e del software e la ripetizione della procedura di download e di importazione, senza tuttavia

risolvere il problema. Per tale motivo non è stato possibile effettuare il *geometry-based positioning* del modello VIVA+ nell'ambiente PIPER.

2.4 Simulation-based Positioning in LS-DYNA

La seconda categoria di tecniche di posizionamento esaminata nel presente studio è rappresentata dall'approccio *simulation-based*, che in questo lavoro di tesi è stato applicato mediante il software LS-DYNA.¹⁵ Si tratta di una metodologia che consente di portare i FE HBMs nella configurazione desiderata, tenendo conto delle leggi fisiche che governano il comportamento del modello durante il posizionamento, quali le proprietà dei materiali e le forze di contatto tra le strutture interagenti. Il principale vantaggio di questo approccio consiste nel fatto che le deformazioni e gli stati tensionali generati durante il processo di posizionamento vengono effettivamente calcolati; di conseguenza, a differenza dell'approccio *geometry-based*, non è generalmente necessario effettuare procedure di *smoothing* finalizzate al miglioramento della qualità della *mesh*. Tuttavia, tali aspetti comportano un incremento del costo computazionale, che deve essere gestito al fine di garantire tempi di simulazione accettabili.²⁶

Un'ulteriore differenza rispetto all'approccio *geometry-based* in PIPER riguarda le modalità con cui viene applicato il moto alle strutture anatomiche. In PIPER, grazie ai metadati associati al modello, strutture anatomiche come le articolazioni cervicali vengono identificate dal software come giunti; ciò consente di utilizzare strumenti dedicati, come il *Joint Controller*, mediante il quale è stato possibile assegnare direttamente una rotazione a specifiche articolazioni del rachide cervicale.

In LS-DYNA, invece, si opera direttamente sul modello fornito dagli sviluppatori, senza l'utilizzo dei metadati impiegati in PIPER. Di conseguenza, il movimento non può essere assegnato direttamente alle articolazioni mediante strumenti dedicati, ma deve essere imposto sulle entità del modello, quali set di parti o set nodali, in funzione della procedura adottata. Le modalità di applicazione del moto sono quindi approfondite nei paragrafi successivi per ciascun modello.

2.4.1 THUMS

Per quanto riguarda il modello THUMS, come riportato nella documentazione, le articolazioni anatomiche sono modellate come connessioni tra componenti ossee mediante legamenti, senza una loro rappresentazione esplicita come giunti cinematici.¹⁶ Di conseguenza, a differenza di quanto effettuato in PIPER mediante il *Joint Controller*, non è stata imposta la rotazione direttamente alle articolazioni cervicali; il moto è stato invece applicato a una componente ossea del rachide cervicale. In particolare, la componente selezionata per l'applicazione del moto è la vertebra C1; tale scelta è stata effettuata in accordo con la letteratura, che identifica il complesso atlanto-assiale come la sede anatomica in cui si concentra la quota maggiore della rotazione assiale del rachide cervicale.²⁹ La trasmissione del movimento tra vertebre adiacenti e verso il capo è quindi affidata alle connessioni anatomiche tra le componenti ossee presenti nel modello. Inoltre, al fine di confinare il moto al solo distretto testa-collo, la vertebra T1 è stata vincolata in tutti i gradi di libertà.

Nel definire le condizioni al contorno del modello, l'input cinematico imposto alla C1 e il vincolo applicato alla T1 sono stati assegnati ai set associati alle componenti spongiose delle rispettive vertebre. Tale scelta è stata effettuata poiché, come descritto nel Paragrafo 2.1.1, nel modello THUMS le componenti spongiose, che rappresentano la porzione volumetrica interna delle vertebre, sono discretizzate mediante elementi solidi, mentre la componente corticale esterna è modellata mediante elementi *shell*. In questo modo, vincolo e input cinematico sono stati applicati alla componente volumetrica delle vertebre, anziché alla sola superficie corticale esterna.

Di seguito si riporta la procedura tramite la quale si è applicato l'approccio di *simulationbased positioning* in LS-DYNA.

A seguito dell'importazione del modello THUMS, è stata definita una legge di moto mediante la *keyword* *DEFINE_CURVE.²⁵ Il profilo temporale della curva è stato definito in modo da imporre, all'istante finale di simulazione, valori di rotazione pari a 17° e 56°. Come anticipato, tale legge di moto è stata applicata al set associato alle componenti spongiose della vertebra C1 mediante *BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION_SET, prescrivendo una rotazione attorno all'asse z del sistema di riferimento globale, corrispondente all'asse longitudinale del modello.²⁵ La vertebra T1 è stata invece vincolata

in tutti i gradi di libertà mediante *BOUNDARY_SPC_SET.²⁵ Infine, è stata impostata una durata di simulazione pari a 100 ms.

Una volta definite le condizioni al contorno e la durata della simulazione, è stato necessario valutare il costo computazionale associato. Nelle simulazioni ad integrazione temporale esplicita, infatti, la stabilità dell'integrazione richiede un *timestep* inferiore al valore critico locale, che è funzione della dimensione e delle proprietà meccaniche degli elementi.³⁴ Nel modello THUMS la presenza di elementi di piccole dimensioni determina *timestep* critici molto ridotti e, di conseguenza, un elevato numero di incrementi temporali necessari per completare la simulazione.

Per ridurre i tempi computazionali associati al ridotto *timestep* critico del modello, è stato adottato un approccio di *mass scaling*. Tale metodo consente di aumentare il *timestep* di integrazione incrementando la massa degli elementi che governano il *timestep* critico. In LSDYNA, il *mass scaling* è stato gestito mediante il parametro DT2MS della *keyword* *CONTROL_TIMESTEP, che definisce un *timestep* minimo target: se il *timestep* critico del modello è inferiore a tale soglia, il solver incrementa automaticamente la massa degli elementi critici fino al raggiungimento del valore imposto.²⁵ Poiché l'incremento artificiale di massa può alterare la risposta dinamica del modello, è stato necessario valutare il compromesso tra riduzione del tempo computazionale e massa aggiunta.

A tale scopo, prima di eseguire le simulazioni di posizionamento, sono state condotte simulazioni preliminari in una configurazione semplificata, considerando come unica condizione applicata la forza gravitazionale. Questa scelta ha permesso di analizzare diversi valori del parametro DT2MS indipendentemente dagli effetti introdotti dalle condizioni al contorno e dagli input cinematici successivamente impiegati nelle simulazioni di posizionamento. Nel presente lavoro è stato assunto come criterio di accettabilità un incremento massimo della massa complessiva pari al 2% della massa totale del modello THUMS.

Per ciascun valore del parametro DT2MS analizzato sono stati valutati sia la percentuale di massa aggiunta sia il tempo stimato di esecuzione, indicato dal solver come *estimated clock time*.

Sulla base di questo confronto, nelle simulazioni di posizionamento è stato adottato un valore pari a $DT2MS=5.0 \times 10^{-7}$ s. In corrispondenza di tale valore, l'incremento della massa complessiva risulta pari a circa lo 0.5%, quindi inferiore alla soglia del 2% assunta come

criterio di accettabilità, mentre il tempo stimato di esecuzione risulta dell'ordine di 25 ore. Tuttavia, nelle simulazioni di posizionamento eseguite, i tempi di esecuzione effettivi sono risultati dell'ordine di 14–15 ore.

Di seguito si riporta il confronto grafico tra i parametri trattati (Figura 14, Figura 15, Figura 16). In tutte le figure il punto evidenziato indica il valore selezionato, $DT2MS=5.0 \times 10^{-7}s$; la linea nera tratteggiata individua tale valore nei grafici in funzione del parametro $DT2MS$, la linea rossa tratteggiata indica invece la soglia del 2% assunta come criterio di accettabilità per la massa aggiunta.

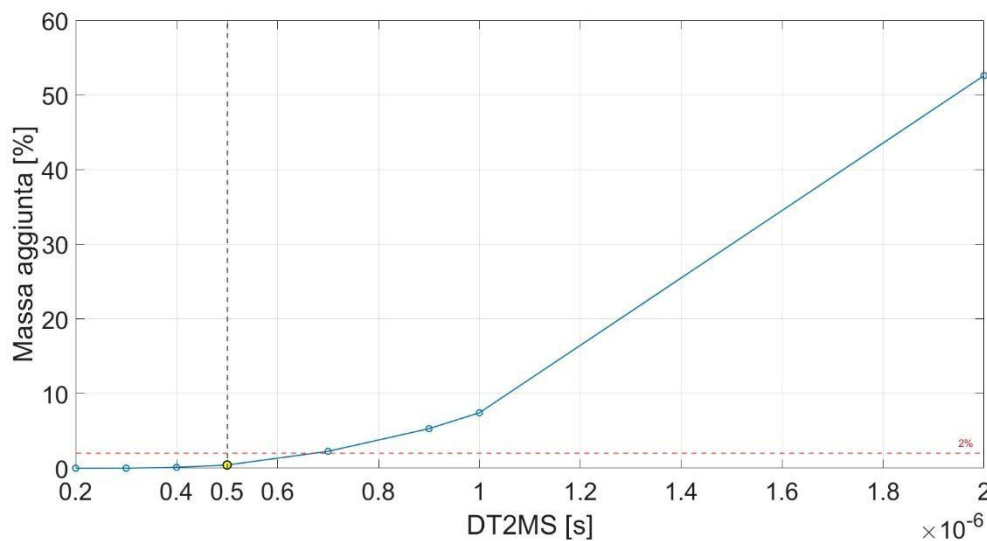


Figura 14. Massa aggiunta in funzione del parametro $DT2MS$ nel modello THUMS

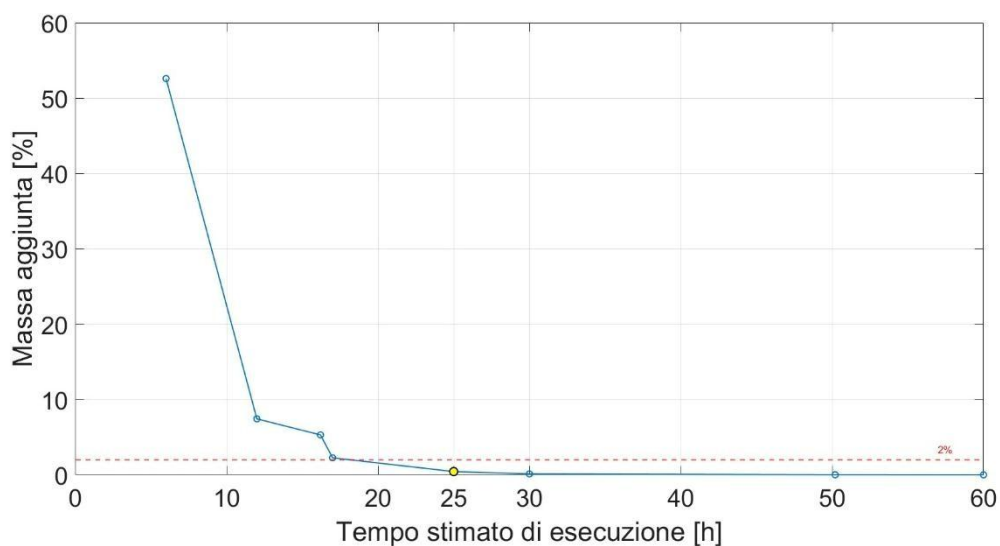


Figura 15. Relazione tra tempo stimato di esecuzione e massa aggiunta per i valori di $DT2MS$ considerati

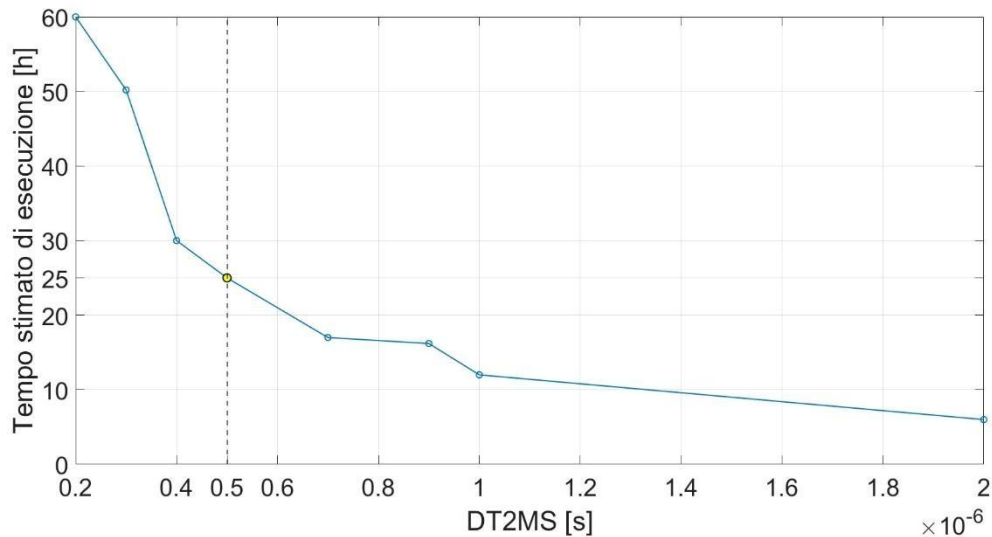


Figura 16. Tempo stimato di esecuzione in funzione del parametro DT2MS nel modello THUMS

2.4.2 VIVA+

Per quanto riguarda il modello VIVA+, l'approccio *simulation-based* è stato applicato in LS-DYNA seguendo una procedura analoga a quella adottata per il modello THUMS, con l'obiettivo di ottenere le medesime configurazioni di rotazione pari a 17° e 56° . Anche in questo caso, la procedura è stata definita operando direttamente sulle entità del modello agli elementi finiti, secondo i criteri generali descritti nel Paragrafo 2.4. Tuttavia, nella documentazione consultata per il modello VIVA+ non è stata individuata una descrizione della rappresentazione delle articolazioni cervicali analoga a quella utilizzata per giustificare la procedura applicata al modello THUMS. Per tale motivo, l'applicazione del *simulationbased positioning* al modello VIVA+ è stata condotta adottando un criterio operativo analogo a quello impiegato per THUMS, ma tenendo conto delle criticità emerse durante l'importazione del modello in LS-DYNA. Infatti, prima dell'esecuzione delle simulazioni di posizionamento è stata necessaria una fase preliminare di adeguamento del modello al solver, finalizzata a risolvere alcune problematiche di definizione e compatibilità.

In particolare, una prima criticità ha riguardato la presenza di *keyword* non riconosciute dalla versione del solver utilizzata; tali definizioni sono state quindi sostituite con *keyword* compatibili con LS-DYNA R16.1. Una seconda criticità ha riguardato le curve costitutive tensione-deformazione dei materiali: in alcuni casi, le curve associate al medesimo materiale non presentavano lo stesso valore finale di deformazione, per cui è stato necessario modificarle al fine di rendere coerente l'intervallo di deformazione definito dalle diverse

curve. Inoltre, per alcune *keyword* di materiali risultava non completamente definito il comportamento di *hardening*, ossia la risposta del materiale nella fase successiva al comportamento elastico; tale definizione è stata quindi completata mediante l'introduzione dei parametri richiesti dal solver. Infine, sono state riscontrate incongruenze tra la tipologia di alcuni elementi solidi e la formulazione numerica associata ad essi; tali incongruenze sono state gestite mediante l'utilizzo della *keyword* *CONTROL_SOLID.²⁵

Al termine di questa fase preliminare, il modello è risultato eseguibile in ambiente LSDYNA ed è stato quindi utilizzato per l'applicazione della procedura di *simulation-based positioning*. Analogamente a quanto descritto per il modello THUMS, è stata definita una legge di moto finalizzata a prescrivere una rotazione attorno all'asse z del sistema di riferimento globale, con valori finali pari a 17° e 56°. L'input cinematico è stato applicato alla vertebra C1, mentre la vertebra T1 è stata vincolata in tutti i gradi di libertà al fine di confinare il moto al solo distretto testa-collo. In particolare, tali condizioni sono state applicate ai set associati alle componenti spongiose delle rispettive vertebre.

Per quanto riguarda la gestione del *timestep*, all'interno del modello VIVA+ è presente un file contenente parametri di controllo consigliati dagli sviluppatori del modello. In tale file è riportato il valore consigliato di $DT2MS=3.33 \times 10^{-4}s$. Per questo motivo, a differenza di quanto effettuato per il modello THUMS, non è stato condotto uno studio preliminare specifico sulla dimensione del *timestep*, ma è stato adottato il valore indicato nei parametri di controllo del modello. Con tale impostazione, le simulazioni di posizionamento hanno richiesto tempi di esecuzione effettivi dell'ordine di circa 1 ora, a fronte di un tempo stimato di esecuzione indicato dal solver come *estimated clock time* pari a circa 2.5 ore. L'incremento della massa complessiva dovuto al *mass scaling* è risultato pari a circa lo 0.1%, valore inferiore alla soglia del 2% assunta come criterio di accettabilità nel presente lavoro.

CAPITOLO 3 – Estrazione ed elaborazione dei dati numerici

Nel Capitolo 2 sono state descritte le procedure adottate per ottenere configurazioni posturali caratterizzate da rotazione del distretto testa-collo nei modelli THUMS e VIVA+, mediante approcci *geometry-based* e *simulation-based*. Come discusso in precedenza, l'approccio *geometry-based* consente di modificare direttamente la geometria del modello; per questo motivo, nel presente lavoro l'analisi delle configurazioni ottenute mediante tale metodo è stata condotta confrontando i parametri di qualità della *mesh*, quali *Jacobian*, *warpage* e *distortion index*. L'approccio *simulation-based*, invece, genera dati numerici associati alla risposta del modello durante il posizionamento, che possono essere estratti ed elaborati per descrivere ad esempio la cinematica e le deformazioni delle strutture anatomiche di interesse.

In relazione a tali dati, il presente Capitolo descrive la procedura sviluppata per la generazione, l'estrazione e l'elaborazione dei dati prodotti dalle simulazioni eseguite in LSDYNA. Si tratta di operazioni che rientrano nella fase di *post-processing*, ovvero nell'insieme delle attività successive alla simulazione finalizzate alla lettura e all'analisi dei dati numerici ottenuti.

In particolare, la procedura è stata impostata con l'obiettivo di analizzare grandezze quali rotazioni e deformazioni nel distretto testa-collo, in corrispondenza di strutture anatomiche di interesse. La selezione delle strutture considerate, comprendenti muscoli, legamenti e punti di repere del rachide cervicale, è stata effettuata sulla base della loro rilevanza nello studio della biomeccanica del colpo di frusta, come descritto nel Capitolo 1.

È stata quindi sviluppata una procedura di *post-processing* basata su routine MATLAB³⁵ per l'elaborazione dei dati numerici. La struttura della procedura è indipendente dalla specifica condizione simulativa, poiché si basa sull'identificazione di nodi ed elementi di interesse nei modelli considerati; l'interpretazione fisica dei risultati dipende invece dallo scenario analizzato. Nel presente lavoro di tesi, dunque, la procedura è stata applicata ai dati prodotti dalle simulazioni di *simulation-based positioning* descritte nel Capitolo 2.

3.1 Identificazione delle strutture anatomiche di interesse

Ai fini dell'estrazione e dell'elaborazione dei dati numerici, sono state innanzitutto identificate le strutture anatomiche di interesse nei modelli THUMS e VIVA+.

Per quanto riguarda le strutture muscolari, sono stati selezionati i principali muscoli coinvolti nel supporto del rachide cervicale e nella risposta biomeccanica associata al colpo di frusta^{10,36}. I muscoli considerati e la relativa rappresentazione nei modelli THUMS e VIVA+ sono riportati in Tabella 3.

Le differenze evidenziate nella modellazione delle strutture muscolari tra i due modelli sono rilevanti perché determinano modalità differenti di estrazione delle grandezze di interesse.

Tabella 3. Muscoli del distretto cervicale e relativa rappresentazione nei modelli THUMS e VIVA+

Muscolo	THUMS	Tipo elemento THUMS	VIVA+	Tipo elemento VIVA+
Splenius Capitis	✓	<i>discrete</i>	✓	<i>beam</i>
Splenius Cervicis	✓	<i>discrete</i>	✓	<i>beam</i>
Semispinalis Capitis	✓	<i>discrete</i>	✓	<i>beam</i>
Semispinalis Cervicis	✗	—	✓	<i>beam</i>
Longissimus Capitis	✓	<i>discrete</i>	✓	<i>beam</i>
Longissimus Cervicis	✓	<i>discrete</i>	✓	<i>beam</i>
Iliocostalis	✗	—	✓	<i>beam</i>
Sternocleidomastoideo (SCM)	✓	<i>seatbelt</i>	✓	<i>beam</i>

Per quanto riguarda le strutture legamentose, la selezione ha incluso sia i principali legamenti cervicali descritti nel Capitolo 1, sia le strutture del complesso cranio-cervicale (*Upper Cervical Spine*, UCS), in quanto coinvolte nella stabilizzazione e nella trasmissione dei carichi tra rachide cervicale superiore e capo nelle configurazioni posturali analizzate²⁴. Le strutture selezionate, identificate sulla base della letteratura e della disponibilità nei modelli THUMS e VIVA+, sono riportate in Tabella 4. Nei modelli considerati, quando presenti, tali strutture sono rappresentate mediante elementi *shell*.

Tabella 4. Legamenti del complesso cranio-cervicale (UCS) e relativa rappresentazione nei modelli THUMS e VIVA+

Legamento	THUMS	VIVA+
Alar ligament	✓	✓
Apical ligament	×	✓
Cruciform ligament	✓	✓
Transverse ligament (TL)	×	✓
Tectorial membrane (TM)	✓	✓
Atlanto-occipital joint capsular ligament (AOCJ)	×	✓
Anterior atlanto-occipital membrane (AAOM)	✓	✓
Posterior atlanto-occipital membrane (PAOM)	✓	✓

L'identificazione preliminare delle strutture presenti in ciascun modello e della relativa tipologia di discretizzazione rappresenta quindi un passaggio necessario per impostare l'estrazione e l'elaborazione dei dati numerici. Tale fase consente infatti di definire quali grandezze possano essere confrontate tra THUMS e VIVA+ e quali richiedano procedure di *post-processing* specifiche per il singolo modello.

3.2 Identificazione nodale dei punti di repere anatomici

A seguito dell'identificazione delle strutture anatomiche per lo studio della biomeccanica del rachide cervicale nei modelli THUMS e VIVA+, sono stati individuati i nodi corrispondenti a punti di repere anatomici utili per l'analisi della cinematica cervicale. Coerentemente con la scelta di applicare gli input cinematici alle componenti spongiose delle vertebre, discussa nel Paragrafo 2.4.1, la selezione dei nodi è stata anch'essa effettuata sulle componenti ossee discretizzate mediante elementi solidi.

In questa fase è emerso che la corrispondenza nodale tra le strutture anatomiche dei due modelli non risulta univoca per via delle differenti scelte di discretizzazione adottate dagli sviluppatori di THUMS e VIVA+; pertanto, la selezione dei punti di repere è stata effettuata manualmente tenendo conto della posizione anatomica dei punti considerati e della geometria delle componenti ossee.

I punti di repere valutati nel presente lavoro di tesi consentono di tracciare il moto relativo delle vertebre cervicali nel tratto C1–T1, nonché il movimento del capo: sono stati selezionati punti vertebrali, il centro di gravità della testa e il centro dei condili occipitali; tali punti sono riportati in Tabella 4.

Tabella 5. Punti di repere del distretto testa-collo utilizzati per l'analisi cinematica

Punti di repere	Sigla
Head Centre of Gravity	HCG
Occipital Condyle	OC
Superior Anterior Vertebra (C1–T1)	SA
Superior Posterior Vertebra (C1–T1)	SP
Inferior Anterior Vertebra (C1–T1)	IA
Inferior Posterior Vertebra (C1–T1)	IP

3.3 Procedura automatizzata di estrazione ed elaborazione dei dati in MATLAB

A seguito della selezione delle strutture anatomiche nei due modelli, è stata effettuata una catalogazione degli identificativi numerici associati alle entità di interesse presenti nei modelli THUMS e VIVA+. Questa procedura ha consentito di sviluppare routine MATLAB specifiche per ciascun modello, in grado di associare automaticamente i dati prodotti dalle simulazioni alle corrispondenti strutture anatomiche e di organizzarli in strutture dati funzionali all'elaborazione delle grandezze biomeccaniche di interesse per il presente lavoro.

Per quanto riguarda le strutture muscolari, nel Paragrafo 1.4 è stata discussa la rilevanza delle deformazioni come parametro utile per lo studio della risposta biomeccanica del rachide cervicale. Per questo motivo, sono state sviluppate routine dedicate al calcolo delle deformazioni nei muscoli selezionati, con successiva rappresentazione dei valori mediante *scatter plot*.³⁷

Nel modello THUMS la procedura è stata definita tenendo conto della diversa discretizzazione delle strutture muscolari. Per i muscoli modellati mediante elementi *discrete*, il file *deforc* prodotto dalla simulazione fornisce il *relative displacement* (spostamento relativo) delle entità selezionate.²⁵ Misurando la lunghezza iniziale di ciascun elemento, è stato quindi possibile calcolare la deformazione come rapporto tra il *relative displacement* e la lunghezza iniziale. Per lo sternocleidomastoideo, discretizzato mediante elementi *seatbelt*, è stato invece utilizzato il file *sbtout*, dal quale è possibile ricavare il *belt displacement*.²⁵ La deformazione è stata quindi calcolata a partire dalla variazione di tale parametro tra l'istante iniziale e l'istante finale della simulazione.

Nel modello VIVA+, le strutture muscolari considerate sono rappresentate mediante elementi *beam*; in questo caso, quindi, è stato possibile esportare direttamente dai dati prodotti dalla simulazione il parametro *axial strain* (deformazione assiale), che è stato successivamente fornito in input alla routine MATLAB del modello. Mediante l'associazione automatica dei valori di deformazione agli elementi corrispondenti effettuata sulla base degli identificativi catalogati, i dati sono stati organizzati in funzione della struttura muscolare e successivamente rappresentati graficamente mediante *scatter plot*.

Anche per le strutture legamentose, gli studi riportati in letteratura e discussi nel Paragrafo 1.4 hanno evidenziato la rilevanza delle deformazioni come parametro utile per caratterizzare la risposta deformativa dei legamenti cervicali. Per questo motivo, sono state sviluppate routine MATLAB per i due modelli THUMS e VIVA+, finalizzate all'organizzazione e alla rappresentazione dei valori della deformazione nelle strutture legamentose selezionate.

Mediante la catalogazione degli identificativi numerici degli elementi, i dati prodotti dalle simulazioni vengono associati automaticamente alle corrispondenti strutture legamentose. In entrambi i modelli, tali strutture sono rappresentate mediante elementi *shell*, la cui deformazione può essere valutata in differenti posizioni lungo lo spessore dell'elemento. Nel presente lavoro è stato considerato il *middle max principal strain*, corrispondente alla massima deformazione principale valutata in corrispondenza del piano medio dello spessore dell'elemento *shell*.³⁸ Tale scelta è stata adottata al fine di utilizzare un criterio di estrazione uniforme per tutte le strutture legamentose analizzate. Tramite le routine MATLAB, i valori di deformazione esportati dal file *elout* per ciascun elemento *shell* sono stati organizzati in funzione del legamento di appartenenza. Poiché ciascun legamento è costituito da un insieme

di elementi *shell*, i dati sono stati rappresentati mediante *boxplot* al fine di descrivere la distribuzione delle deformazioni all'interno delle strutture analizzate.

Per l'analisi della cinematica del capo e del rachide cervicale è stata sviluppata un'unica routine MATLAB, finalizzata alla rappresentazione grafica della rotazione attorno all'asse z dei punti di repere anatomici selezionati nei due modelli. A differenza di quanto effettuato per muscoli e legamenti, per i quali le differenze di discretizzazione e di disponibilità delle strutture tra THUMS e VIVA+ hanno richiesto procedure specifiche per ciascun modello, la routine relativa ai punti di repere è stata impostata secondo una procedura comune che prevede due cataloghi nodali distinti, uno per THUMS e uno per VIVA+. I dati prodotti dalle simulazioni vengono quindi associati automaticamente ai rispettivi nodi e organizzati nello stesso ordine, così da consentire la rappresentazione della rotazione lungo il distretto testacollo nei due modelli.

Nel complesso, le procedure descritte nel presente capitolo hanno permesso di organizzare ed elaborare i dati numerici relativi sia allo stato deformativo delle strutture muscolari e legamentose sia alla cinematica dei punti di repere anatomici. Tali elaborazioni costituiscono la base per la successiva analisi comparativa tra configurazioni posturali ottenute, modelli e tecniche di posizionamento.

CAPITOLO 4 – Risultati e analisi

4.1 Esito delle procedure di posizionamento

Nel Capitolo 2 sono state descritte le tecniche di posizionamento applicate nel presente lavoro di tesi. A partire dall'esito di tali procedure è possibile valutarne la fattibilità negli ambienti di lavoro considerati, PIPER e LS-DYNA, e l'applicabilità ai FE HBMs analizzati, ovvero THUMS e VIVA+.

L'approccio *geometry-based* è stato applicato mediante gli strumenti del modulo *PrePositioning* di PIPER, utilizzando i metadati associati ai modelli. Nel caso del modello THUMS, la procedura ha consentito di ottenere le configurazioni posturali desiderate, corrispondenti alla rotazione del capo verso lo specchietto retrovisore, pari a 17°, e alla rotazione verso il passeggero anteriore destro, pari a 56°.

L'applicazione delle trasformazioni geometriche ha tuttavia determinato un peggioramento della qualità della *mesh*, coerentemente con le criticità associate all'approccio *geometrybased* riportate in letteratura.²⁶ Tale peggioramento è stato riscontrato prevalentemente negli elementi *shell* e in misura maggiore nella configurazione a 56° rispetto a quella a 17°. Per tale motivo, le configurazioni ottenute sono state sottoposte a procedure di *smoothing* in PIPER, selezionate in funzione della tipologia di distorsione osservata. Il *quality check* effettuato al termine di tale fase, sulla base dei parametri di qualità della *mesh* considerati nel Capitolo 2, ha evidenziato un miglioramento complessivo, con valori prossimi a quelli del modello originale.

Per quanto riguarda il modello VIVA+, come discusso nel Paragrafo 2.3.2, le criticità riscontrate durante l'importazione del modello in ambiente PIPER non hanno consentito di applicare il *geometry-based positioning*.

L'approccio *simulation-based* è stato applicato in ambiente LS-DYNA mediante una procedura di posizionamento impostata secondo gli stessi criteri generali per entrambi i modelli, basata sulla definizione di input cinematici, vincoli e parametri numerici necessari all'esecuzione delle simulazioni. In particolare, per il modello THUMS le simulazioni di posizionamento sono state eseguite adottando il valore del parametro DT2MS individuato mediante lo studio preliminare sul mass scaling descritto nel Paragrafo 2.4.1. Tale impostazione ha consentito di ottenere configurazioni posturali utilizzabili per le successive analisi, mantenendo l'incremento di massa entro la soglia di accettabilità definita.

Per quanto riguarda il modello VIVA+, le simulazioni di posizionamento sono state eseguite a valle della fase preliminare di adeguamento del modello al solver, descritta nel Paragrafo 2.4.2. Anche in questo caso è stato adottato il metodo del mass scaling; tuttavia, la presenza di un file contenente parametri di controllo consigliati dagli sviluppatori ha consentito di utilizzare direttamente il valore di DT2MS indicato, senza la necessità di condurre uno studio preliminare dedicato. I parametri di *mass scaling* e i tempi di simulazione associati al *simulation-based positioning* nei due modelli sono riportati in Tabella 6.

Tabella 6. Parametri di mass scaling e tempi di simulazione associati al *simulation-based positioning* nei modelli THUMS e VIVA+

Modello	DT2MS adottato [s]	Massa aggiunta [%]	Tempo stimato [h]	Tempo effettivo [h]
THUMS	5.0×10^{-7}	0.5	circa 25	14-15
VIVA+	3.33×10^{-4}	0.1	circa 2.5	circa 1

Tramite l'approccio *simulation-based* sono state ottenute configurazioni posturali utili per le analisi successive; tuttavia, il *model checking* eseguito al termine delle simulazioni ha evidenziato la presenza di ulteriori criticità numeriche, riconducibili principalmente a *keyword* già presenti nel modello VIVA+ e relative alla definizione di parti, vincoli e output. Tali criticità non hanno impedito l'esecuzione delle simulazioni né l'ottenimento delle configurazioni previste. Tuttavia, a differenza delle modifiche preliminari apportate per consentire l'esecuzione del modello in LS-DYNA, la risoluzione di tali criticità avrebbe richiesto interventi di modifica che non si limitavano alla sola compatibilità con il solver. Poiché tali modifiche non rientravano negli obiettivi del presente lavoro, non si è proceduto nella loro attuazione.

4.2 Confronto delle configurazioni ottenute

Il presente paragrafo propone un confronto visivo delle configurazioni posturali ottenute per i modelli considerati. Come descritto nel paragrafo precedente, nel caso del modello THUMS entrambe le tecniche di posizionamento adottate nel presente lavoro hanno consentito di ottenere configurazioni utilizzabili per lo studio; è stato quindi possibile confrontare gli esiti dell'approccio *geometry-based* e dell'approccio *simulation-based* applicati al medesimo modello.

Per quanto riguarda VIVA+, invece, il confronto è stato limitato alle configurazioni ottenute mediante approccio *simulation-based*, analizzando le differenze osservabili tra VIVA+ e THUMS.

4.2.1 Confronto tra geometry-based e simulation-based nel modello THUMS

Sulla base delle precedenti considerazioni, per il modello THUMS è stato possibile confrontare visivamente le configurazioni posturali ottenute mediante le due tecniche di posizionamento analizzate. In Figura 17 si osserva che l'applicazione dell'approccio *simulation-based*, finalizzata all'ottenimento di una rotazione del capo pari a 17°, rappresentativa di un controllo dello specchietto retrovisore, non ha prodotto una configurazione sovrapponibile a quella ottenuta mediante approccio *geometry-based*.

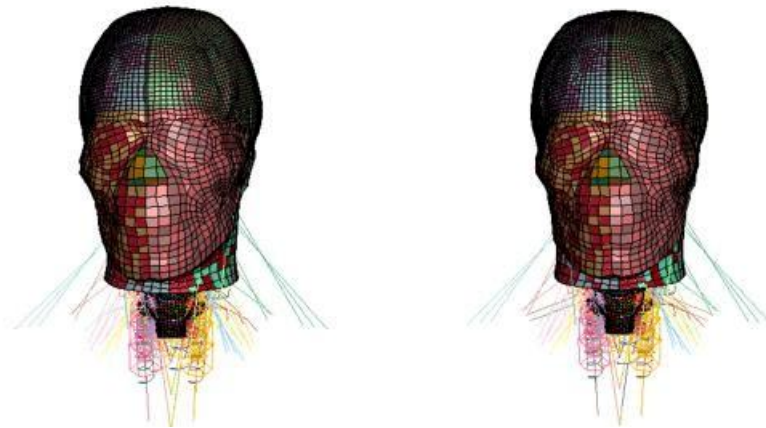


Figura 17. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso lo specchietto retrovisore: *geometry-based 17° a sinistra, simulation-based 17° a destra*

Alla luce delle differenze riscontrate, sono state effettuate ulteriori simulazioni in LSDYNA, modificando progressivamente l'input cinematico imposto. A seguito di tali prove, il valore finale della curva di moto utilizzata nelle simulazioni precedenti è stato modificato e impostato pari a una rotazione di 28°, ottenendo una configurazione visivamente più vicina a quella ricavata mediante approccio *geometry-based* per la postura a 17°, come mostrato in Figura 18.

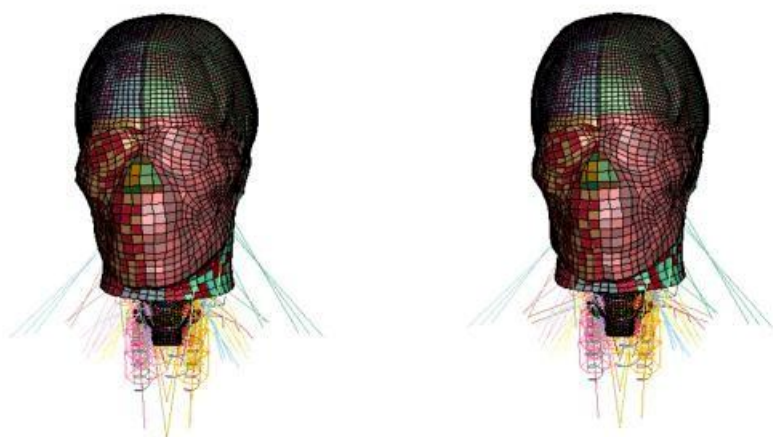


Figura 18. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso lo specchietto retrovisore: *geometry-based* 17° a sinistra, *simulation-based* 28° a destra

Per quanto riguarda la rotazione verso il passeggero anteriore sulla destra, pari a 56°, il confronto visivo mostra invece una maggiore corrispondenza tra la configurazione ottenuta mediante approccio *geometry-based* e quella ottenuta mediante approccio *simulation-based* a parità di rotazione imposta, come riportato in Figura 19.

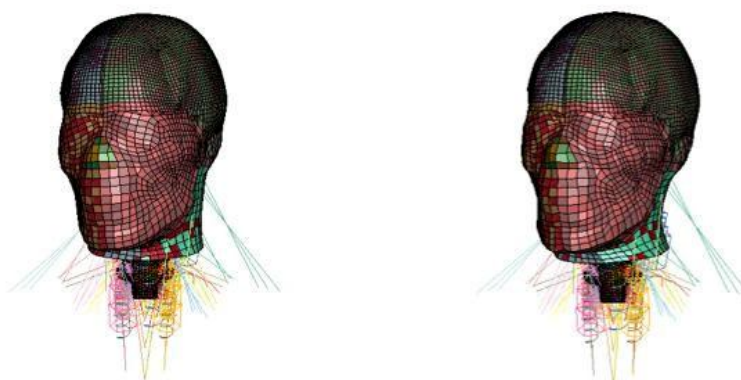


Figura 19. Confronto tra configurazioni del modello THUMS ottenute per la rotazione verso il passeggero anteriore destro: *geometry-based* 56° a sinistra, *simulation-based* 56° a destra

Le differenze riscontrate nel confronto tra le configurazioni ottenute mediante approccio *geometry-based* e *simulation-based* possono essere ricondotte alla diversa natura delle due tecniche. L'approccio *geometry-based* applicato in PIPER consente di modificare direttamente la geometria del modello imponendo rotazioni ai giunti anatomici definiti mediante i metadati.

Nel caso dell'approccio *simulation-based* in LS-DYNA, invece, la configurazione finale dipende dagli input cinematici e dai vincoli imposti, ma anche dalla risposta dinamica del modello durante il posizionamento, influenzata dalle proprietà meccaniche delle entità anatomiche e dalla definizione dei contatti che determinano l'interazione tra le componenti del modello. Dunque, la legge di moto applicata al modello non è l'unico fattore che determina la configurazione finale raggiunta al termine della simulazione. Inoltre, nel presente lavoro la legge di moto è stata applicata alla sola vertebra C1; di conseguenza, la rotazione del capo e la distribuzione del moto lungo il rachide cervicale derivano dalla trasmissione del movimento attraverso le strutture anatomiche che collegano le componenti ossee.

La differenza osservata nella configurazione a 17° tra i due approcci di posizionamento può essere dunque ricondotta agli aspetti discussi. In particolare, in presenza di rotazioni di entità ridotta, la risposta del modello, legata alla definizione dei contatti e delle proprietà meccaniche assegnate alle connessioni tra le strutture cervicali, può incidere in modo più evidente sul raggiungimento della configurazione finale. Per la configurazione a 56° , invece, il confronto visivo mostra una maggiore corrispondenza tra gli esiti dei due approcci a parità di rotazione imposta, suggerendo che, per una rotazione di entità maggiore, l'input cinematico applicato consenta di ottenere una postura complessivamente più vicina a quella ricavata mediante trasformazione geometrica.

Si può ipotizzare che tale risultato sia anche influenzato dall'applicazione dell'input cinematico: le simulazioni condotte per il raggiungimento delle rotazioni pari a 17° e a 56° hanno la stessa durata, come discusso nel Paragrafo 2.4.1. Nel caso della rotazione verso lo specchietto retrovisore, il valore finale della curva, pari a 17° , viene raggiunto in 0.1s; nel caso della rotazione verso il passeggero anteriore sulla destra, il valore finale, pari a 56° , viene raggiunto nello stesso intervallo temporale. Di conseguenza, la seconda simulazione è caratterizzata da una velocità angolare maggiore. La maggiore rapidità di applicazione dell'input cinematico potrebbe aver contribuito a una più efficace trasmissione del moto imposto alla vertebra C1 verso il distretto testa-collo, riducendo l'effetto delle resistenze interne del modello sul raggiungimento della postura finale.

4.2.2 Confronto tra THUMS e VIVA+ nel simulation-based positioning

Per il modello VIVA+ il confronto è stato effettuato limitatamente alle sole configurazioni ottenute mediante approccio *simulation-based*, non essendo stato possibile applicare il posizionamento *geometry-based*.

Come discusso nel Paragrafo 4.2.1, per riprodurre nel modello THUMS una configurazione assimilabile alla rotazione di 17° applicata mediante approccio *geometry-based*, è stato necessario aumentare l'input cinematico fino a 28° . Per tale motivo, il confronto tra THUMS e VIVA+ relativo alla configurazione posturale rappresentativa dell'orientamento del capo verso lo specchietto retrovisore è stato condotto considerando, per entrambi i modelli, una rotazione imposta pari a 28° .

In Figura 20 è riportato il confronto tra le configurazioni del distretto testa-collo completo ottenute nei due modelli. Si osserva che la configurazione raggiunta nel modello VIVA+ non risulta sovrapponibile a quella ottenuta nel modello THUMS, evidenziando una diversa risposta dei due modelli alla medesima procedura di posizionamento. In particolare, l'esito della procedura mostra una rotazione del capo nella configurazione finale raggiunta dal modello THUMS, mentre nel modello VIVA+ la modifica posturale indotta dalla simulazione appare prevalentemente associata a una deformazione geometrica delle superfici del volto, piuttosto che a una rotazione complessiva del distretto testa-collo.

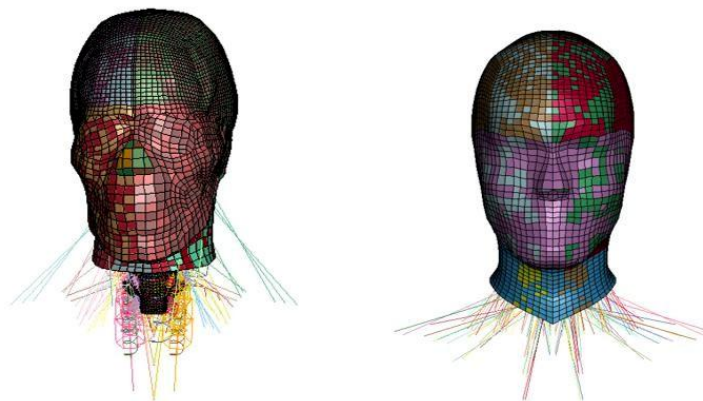


Figura 20. Confronto tra le configurazioni del distretto testa-collo completo ottenute mediante posizionamento *simulation-based* con rotazione imposta pari a 28° : THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

Al fine di approfondire tale aspetto, in Figura 21 sono state visualizzate le sole componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite: si evidenzia che anche nel modello VIVA+ è presente una rotazione delle strutture ossee considerate, che verrà quantificata nel paragrafo

successivo mediante l'analisi cinematica dei punti di repere anatomici appartenenti a tali strutture.

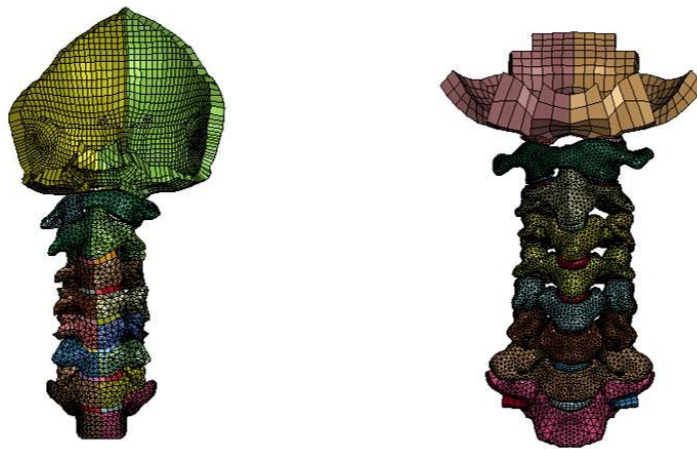


Figura 21. Confronto tra le componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite nelle configurazioni ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

Considerazioni analoghe possono essere formulate per la postura corrispondente alla rotazione verso il passeggero anteriore sulla destra, pari a 56°. Anche in questo caso, nel modello THUMS si osserva una rotazione complessiva del capo evidente, mentre nel modello VIVA+ la configurazione del distretto testa-collo completo mostra prevalentemente una deformazione delle superfici del volto, come riportato in Figura 22.

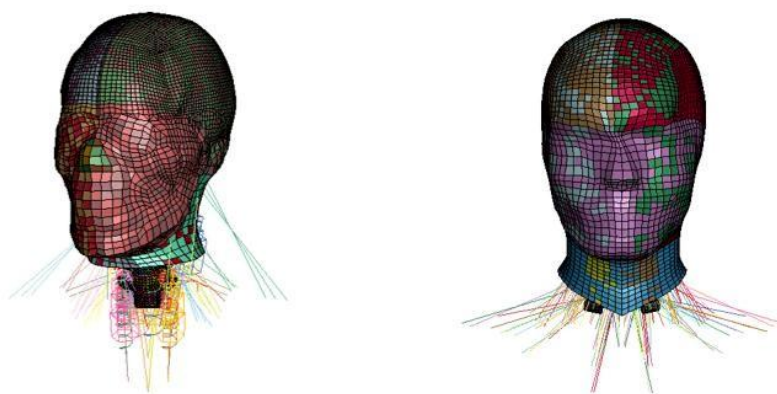


Figura 22. Confronto tra le configurazioni del distretto testa-collo completo ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

Tuttavia, visualizzando le sole componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite si osserva una rotazione delle strutture cervicali nel modello VIVA+, come mostrato in Figura

23. Analogamente al caso precedente, l'analisi quantitativa relativa a tali rotazioni viene riportata nel paragrafo successivo.



Figura 23. Confronto tra le componenti ossee del rachide cervicale e dell'occipite nelle configurazioni ottenute mediante posizionamento simulation-based con rotazione imposta pari a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

Le differenze osservate tra THUMS e VIVA+ possono essere interpretate considerando la diversa formulazione numerica dei due modelli. I modelli presentano infatti una diversa discretizzazione delle entità anatomiche, differenti proprietà dei materiali ad esse associate e differenti definizioni dei contatti. Tali aspetti si inseriscono in una delle criticità associate all'utilizzo dei FE HBMs, introdotta nel Capitolo 1, ovvero la presenza di numerosi modelli differenti tra loro e la frammentazione delle metodologie adottate per il loro impiego;⁵ di conseguenza, la medesima procedura di posizionamento può condurre a risposte differenti quando applicata a modelli diversi. Al fine di caratterizzare quantitativamente la risposta dei modelli alle procedure di posizionamento applicate, nel paragrafo successivo viene analizzata la cinematica dei punti di repere anatomici cervicali selezionati.

4.3 Analisi dei dati prodotti dalle simulazioni di posizionamento

4.3.1 Cinematica dei punti di repere anatomici

Le procedure sviluppate per la generazione, l'estrazione e l'elaborazione dei dati prodotti dalle simulazioni, descritte nel Capitolo 3, hanno consentito di rappresentare la rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per descrivere la rotazione assiale delle

principali componenti ossee del rachide cervicale e del cranio. In Figura 24 si riporta l'esito del posizionamento *simulation-based* del modello THUMS finalizzato alla rotazione di 17°.

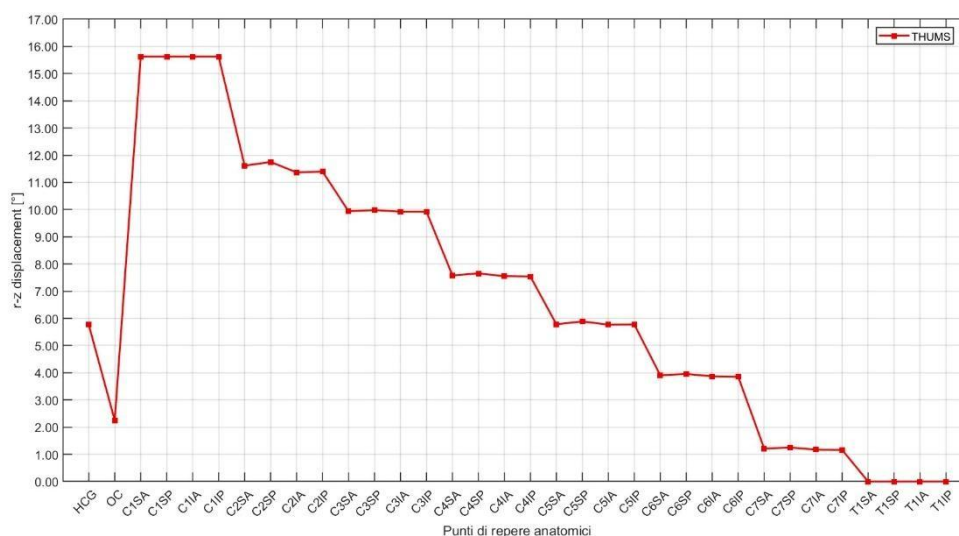


Figura 24. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento *simulation-based* a 17°

Al fine di descrivere quantitativamente la risposta delle strutture ossee cervicali, i valori di rotazione dei punti di repere appartenenti alla stessa struttura anatomica sono stati mediati e riportati in Tabella 7 insieme alle rotazioni imposte nella procedura *geometry-based*. Il confronto deve tuttavia essere interpretato tenendo conto della diversa natura delle grandezze considerate: nel *geometry-based positioning* le rotazioni sono state imposte ai giunti che rappresentano le articolazioni cervicali, mentre nel *simulation-based positioning* i valori riportati corrispondono alla rotazione media finale dei punti di repere di ciascuna vertebra cervicale.

Tabella 7. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel *geometry-based positioning* e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante *simulation-based positioning* nel modello THUMS per la configurazione a 17°

Geometry-based positioning	Rotazione imposta [°]	Simulation-based positioning	Rotazione finale [°]
Articolazione C0-C1	0.7	Occipite (OC)	2.3
Articolazione C1-C2	11.9	C1	15.6
Articolazione C2-C3	0.5	C2	11.5
Articolazione C3-C4	0.9	C3	9.9
Articolazione C4-C5	1.1	C4	7.6

Articolazione C5-C6	1.3	C5	5.8
Articolazione C6-C7	0.7	C6	3.9

Dal confronto si osserva che, nel caso della rotazione a 17° mediante *simulation-based positioning*, la regione C1 raggiunge una rotazione media finale pari a circa 15.6° , quindi prossima al valore finale della curva di moto imposta. Tuttavia, come osservato nel confronto visivo del Paragrafo 4.2.1, tale rotazione non determina una configurazione complessiva del capo sovrapponibile a quella ottenuta mediante approccio *geometry-based*. Questo risultato evidenzia che la rotazione applicata localmente alla vertebra C1 non si traduce automaticamente nella stessa distribuzione posturale ottenuta imponendo direttamente le rotazioni ai giunti cervicali in PIPER.

Considerazioni analoghe possono essere formulate per il confronto tra la configurazione *geometry-based* a 17° e la configurazione *simulation-based* ottenuta imponendo una rotazione finale pari a 28° . In questo caso, riportato in Figura 25 e in Tabella 8, i valori medi finali delle strutture cervicali risultano complessivamente maggiori rispetto al caso precedente. In particolare, l'aumento dell'input cinematico applicato a C1 determina un incremento della rotazione media anche nelle strutture cervicali sottostanti, contribuendo alla maggiore somiglianza visiva osservata nel confronto con la configurazione *geometrybased* a 17° .

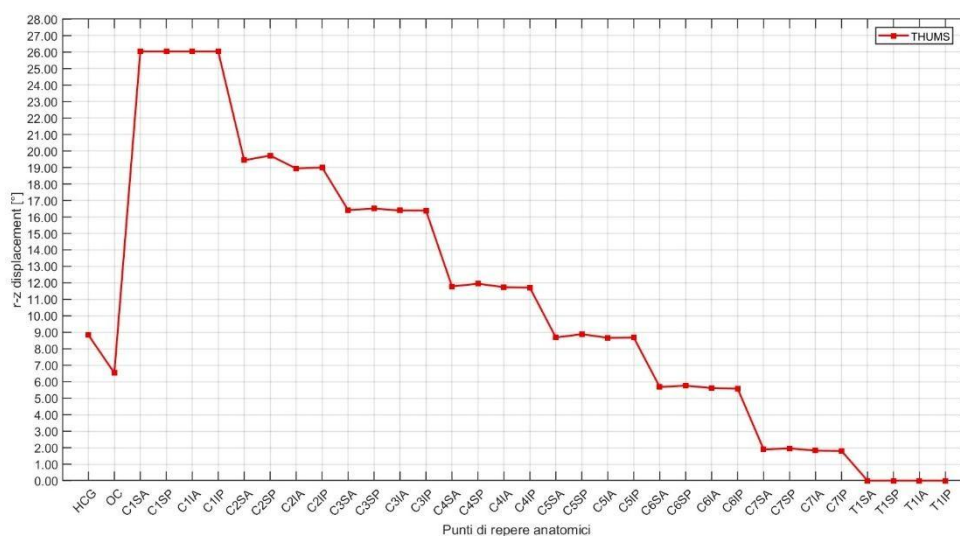


Figura 25. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento *simulation-based* a 28°

Tabella 8. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel geometry-based positioning a 17° e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante simulation-based positioning con input cinematico pari a 28°

Geometry-based positioning	Rotazione imposta [°]	Simulation-based positioning	Rotazione finale [°]
Articolazione C0-C1	0.7	Occipite (OC)	6.5
Articolazione C1-C2	11.9	C1	26.0
Articolazione C2-C3	0.5	C2	19.3
Articolazione C3-C4	0.9	C3	16.4
Articolazione C4-C5	1.1	C4	11.8
Articolazione C5-C6	1.3	C5	8.7
Articolazione C6-C7	0.7	C6	5.7

Per quanto riguarda la configurazione corrispondente alla rotazione verso il passeggero anteriore destro, pari a 56°, l'andamento della rotazione dei punti di repere è riportato in Figura 26. I valori medi finali delle strutture anatomiche sono invece riportati in Tabella 9.

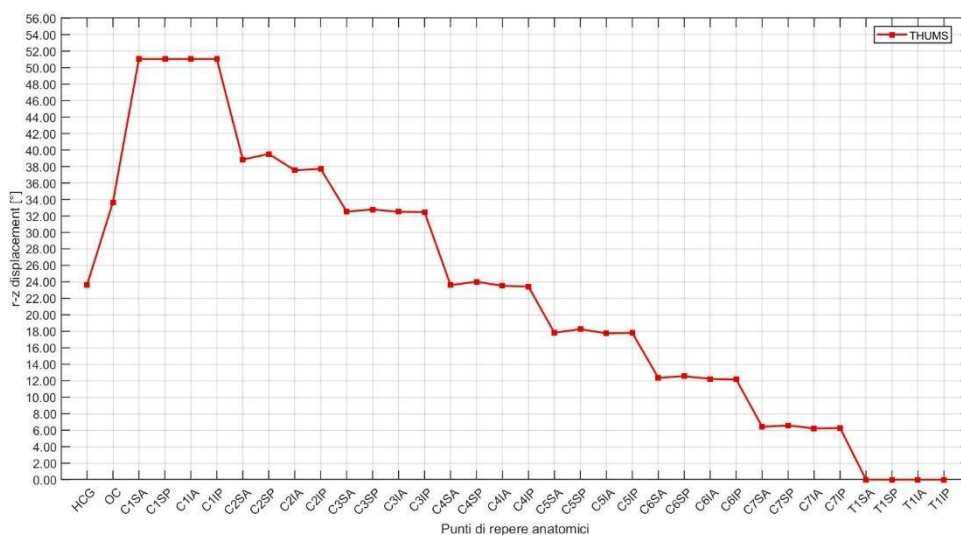


Figura 26. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS nel posizionamento simulation-based a 56°

Tabella 9. Confronto tra rotazioni articolari imposte nel geometry-based positioning e rotazioni medie finali delle strutture anatomiche ottenute mediante simulation-based positioning nel modello THUMS per la configurazione a 56°

Geometry-based positioning	Rotazione imposta [°]	Simulation-based positioning	Rotazione finale [°]

Articolazione C0-C1	2.2	Occipite (OC)	33.7
Articolazione C1-C2	39.2	C1	51.0
Articolazione C2-C3	1.7	C2	38.4
Articolazione C3-C4	2.8	C3	32.6
Articolazione C4-C5	3.6	C4	23.6
Articolazione C5-C6	4.2	C5	17.9
Articolazione C6-C7	2.2	C6	12.3

Nel caso della configurazione a 56° , la rotazione media finale della vertebra C1 risulta pari a circa 51.0° e la regione dell'occipite mostra una rotazione pari a circa 33.7° . Tali valori hanno consentito di ottenere una configurazione posturale di rotazione del capo assimilabile a quella ottenuta mediante approccio *geometry-based*, come descritto nel Paragrafo 4.2.1.

Nel complesso, dall'analisi cinematica si evidenzia che non sia possibile effettuare un confronto numerico diretto tra rotazioni imposte e rotazioni raggiunte, poiché le grandezze considerate hanno natura diversa e dipendono dalle modalità con cui i due approcci di posizionamento sono stati applicati. Mediante PIPER, la postura finale desiderata viene ottenuta imponendo direttamente ai giunti cervicali valori di rotazione definiti secondo la distribuzione percentuale della rotazione assiale lungo il rachide, formulata sulla base degli studi riportati in letteratura. In LS-DYNA, invece viene imposto un input cinematico alla vertebra C1, assegnando alla curva di moto un valore finale corrispondente alla rotazione della configurazione considerata. La configurazione finale del capo e del rachide cervicale deriva quindi dalla risposta del modello all'input applicato e, dunque, dai vincoli, dai contatti e dalle proprietà meccaniche delle strutture anatomiche rappresentate nel modello.

Per quanto riguarda il confronto dell'esito del simulation-based positioning tra i modelli THUMS e VIVA+, in Figura 27 e in Figura 28 si riportano i valori di rotazione attorno all'asse z dei punti di repere selezionati, rispettivamente per le configurazioni ottenute con rotazione imposta pari a 28° e a 56° .

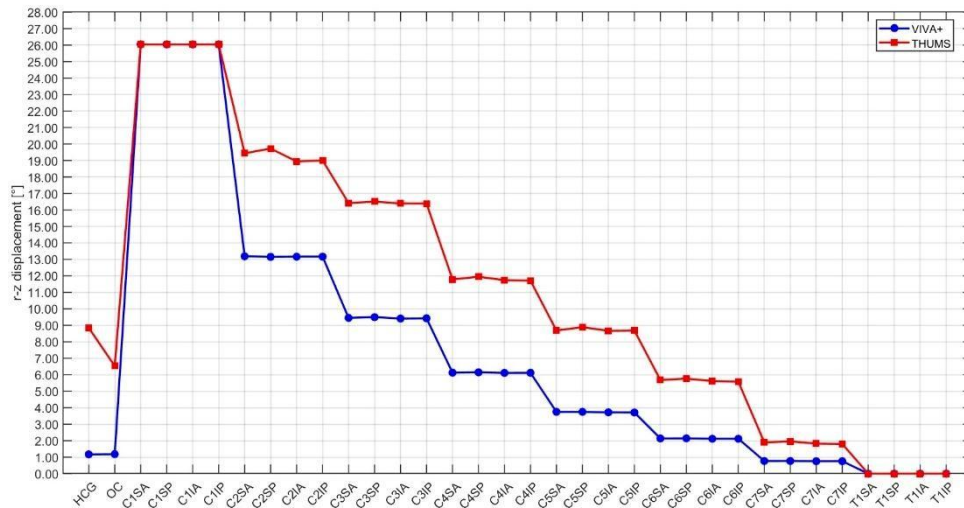


Figura 27. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS e il modello VIVA+ nel posizionamento simulation-based a 28°

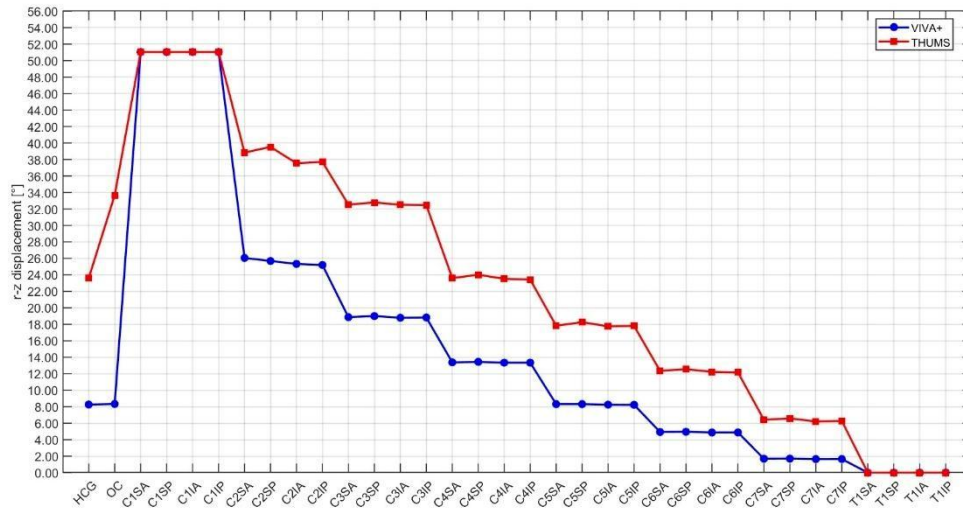


Figura 28. Rotazione intorno all'asse z dei punti di repere selezionati per il modello THUMS e il modello VIVA+ nel posizionamento simulation-based a 56°

Per ciascuna configurazione si osserva che, fatta eccezione per la vertebra C1 in cui l'input cinematico è imposto ed è identico per entrambi i FE HBMs, il modello VIVA+ presenta valori di rotazione inferiori rispetto al modello THUMS lungo il distretto testa-collo. Tale differenza è visibile sia nei punti di repere associati all'occipite e al capo, sia nei punti appartenenti alle vertebre cervicali sottostanti. Questo risultato è coerente con quanto osservato nel confronto visivo del Paragrafo 4.2.2, in cui il modello VIVA+ mostrava una minore rotazione complessiva del capo rispetto a THUMS, nonostante la presenza di una rotazione delle strutture ossee cervicali.

Si osserva inoltre che nel modello VIVA+ i valori di rotazione attorno all'asse z relativi al centro di gravità della testa (HCG) e al centro dei condili occipitali (OC) risultano sostanzialmente coincidenti in entrambe le configurazioni analizzate. Nel modello THUMS, invece, tali punti non presentano lo stesso valore di rotazione. In particolare, per la configurazione caratterizzata da rotazione imposta pari a 28° (come per quella a 17° in Figura 24), il centro di gravità della testa mostra una rotazione maggiore rispetto al punto OC, mentre, nella configurazione a 56° , la rotazione del punto OC risulta superiore rispetto a quella del punto HCG.

La differenza osservata tra i punti HCG e OC può essere interpretata considerando la diversa posizione geometrica dei punti di repere nei due modelli. Nel modello VIVA+, il centro di gravità della testa risulta pressoché allineato con il rachide cervicale e con il punto rappresentativo del centro dei condili occipitali; di conseguenza, i due punti descrivono un moto simile e restituiscono valori di rotazione attorno all'asse z sostanzialmente coincidenti. Nel modello THUMS, invece, il centro di gravità della testa è localizzato in posizione più anteriore e decentrata rispetto all'asse del rachide cervicale. Pertanto, il valore di rotazione estratto in corrispondenza di HCG può risentire in modo diverso del moto complessivo del capo. Tale differenza può essere interpretata considerando che le componenti anatomiche che consentono la trasmissione del moto dalla vertebra C1 al cranio, quali articolazioni, legamenti, muscoli e tessuti molli, sono rappresentate in modo differente nei due modelli, contribuendo a generare una risposta cinematica diversa.

Inoltre, la differenza osservata nelle rotazioni dei punti di repere HCG e OC nelle due configurazioni del modello THUMS può essere interpretata considerando che nella simulazione a 56° l'input cinematico è caratterizzato da una maggiore velocità angolare. Tale condizione può rendere più marcata la risposta cinematica locale della regione ossea in cui è localizzato il punto OC rispetto a quella associata al centro di gravità della testa. Tale osservazione è stata quindi interpretata tenendo conto del fatto che HCG e OC descrivono aspetti diversi del movimento del capo: il primo è associato al moto complessivo della testa, mentre il secondo descrive la risposta della regione occipitale.

Il confronto evidenzia quindi che la medesima procedura di posizionamento può condurre a risposte cinematiche diverse quando applicata a FE HBMs differenti, aspetto coerente con la frammentazione dei modelli descritta nel Capitolo 1.

4.3.2 Deformazione dei legamenti cervicali

Per l'analisi delle deformazioni di legamenti e muscoli è stato considerato il valore all'istante finale della simulazione di posizionamento. Tale scelta è coerente con l'obiettivo dello studio, poiché lo stato finale del posizionamento rappresenta la configurazione preimpatto del modello, comprensiva dello stato deformativo delle strutture anatomiche, che potrebbe essere utilizzata come condizione iniziale per eventuali simulazioni di impatto.

Per quanto riguarda i legamenti cervicali, il confronto tra i modelli può essere effettuato limitatamente alle strutture anatomiche comuni, poiché la modellazione anatomica dei legamenti è differente tra THUMS e VIVA+. Inoltre, nel modello THUMS i legamenti selezionati sono costituiti da due entità numeriche separate, rappresentative del lato destro e del lato sinistro, mentre nel modello VIVA+ alcune strutture sono rappresentate come componenti uniche; per tale motivo, il confronto non può essere effettuato in maniera completamente diretta.

In Figura 29 e in Figura 30 è riportata la distribuzione della deformazione dei legamenti per la configurazione posturale a 28° nei due modelli, ottenuta mediante approccio *simulation-based*. Nel modello THUMS, le strutture che mostrano i valori di deformazione più elevati sono il legamento alare sinistro e le membrane atlanto-occipitali anteriore e posteriore; nel modello VIVA+, invece, i valori maggiori si osservano in corrispondenza dei legamenti della giunzione atlanto-occipitale. Nel complesso, il modello THUMS presenta valori di deformazione più elevati rispetto a VIVA+; tale osservazione viene riportata tenendo conto del fatto che le strutture legamentose non sono rappresentate in modo completamente equivalente nei due modelli.

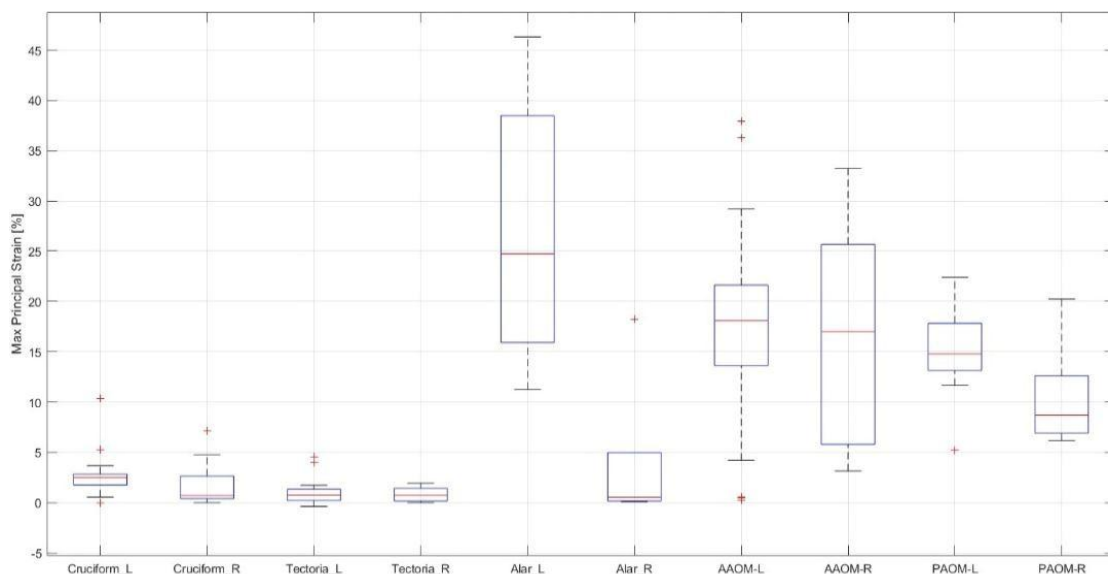


Figura 29. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello THUMS per la configurazione a 28°

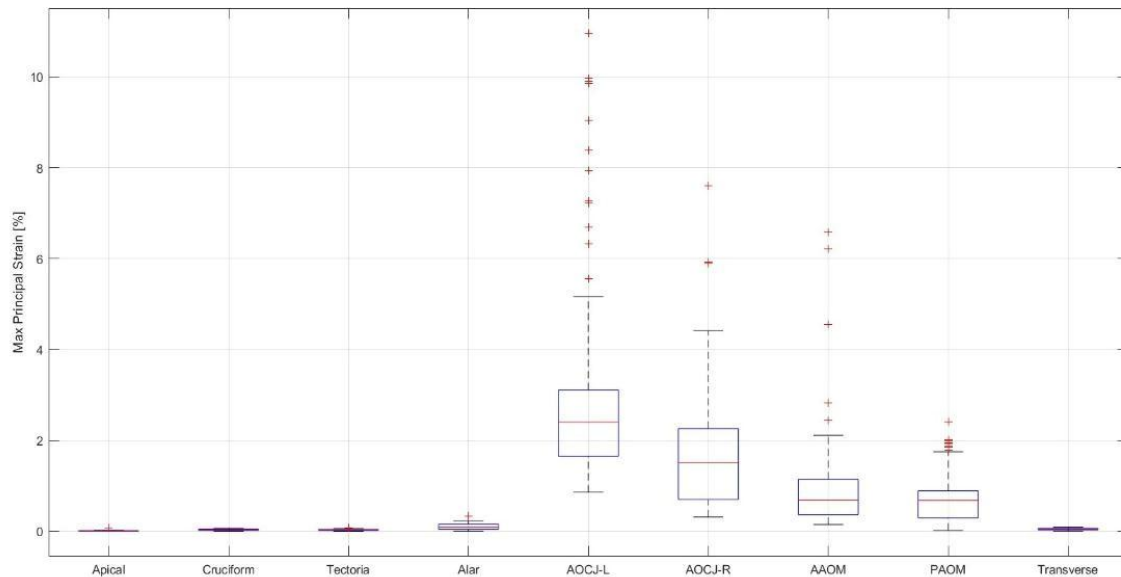


Figura 30. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello VIVA+ per la configurazione a 28°

Considerazioni analoghe possono essere formulate per la configurazione posturale a 56°, riportata in Figura 31 e in Figura 32. In questo caso si osserva un incremento generale dei valori di deformazione rispetto alla configurazione a 28°, coerentemente con la maggiore rotazione del distretto testa-collo ottenuta a seguito del posizionamento.

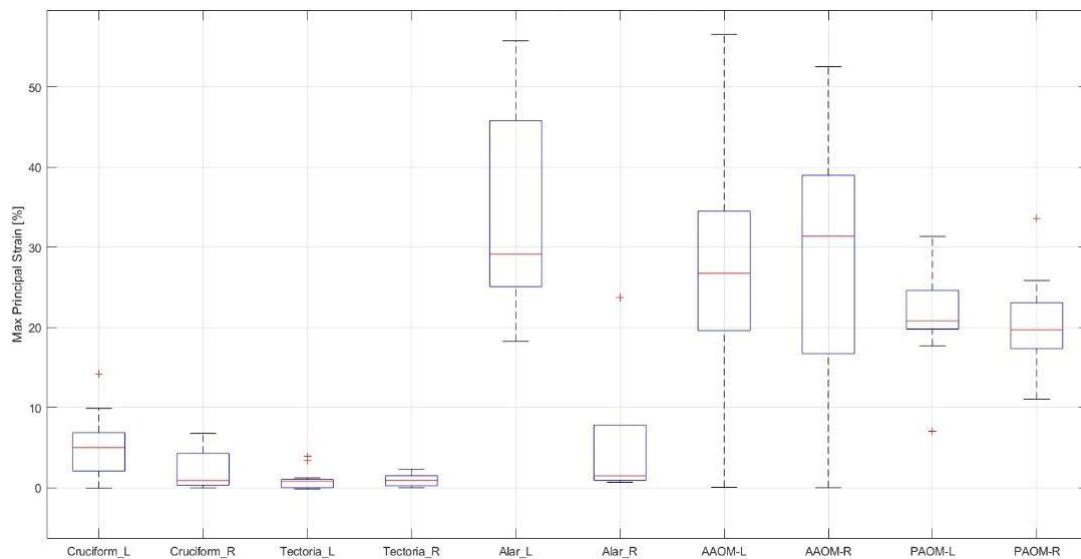


Figura 31. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello THUMS per la configurazione a 56°

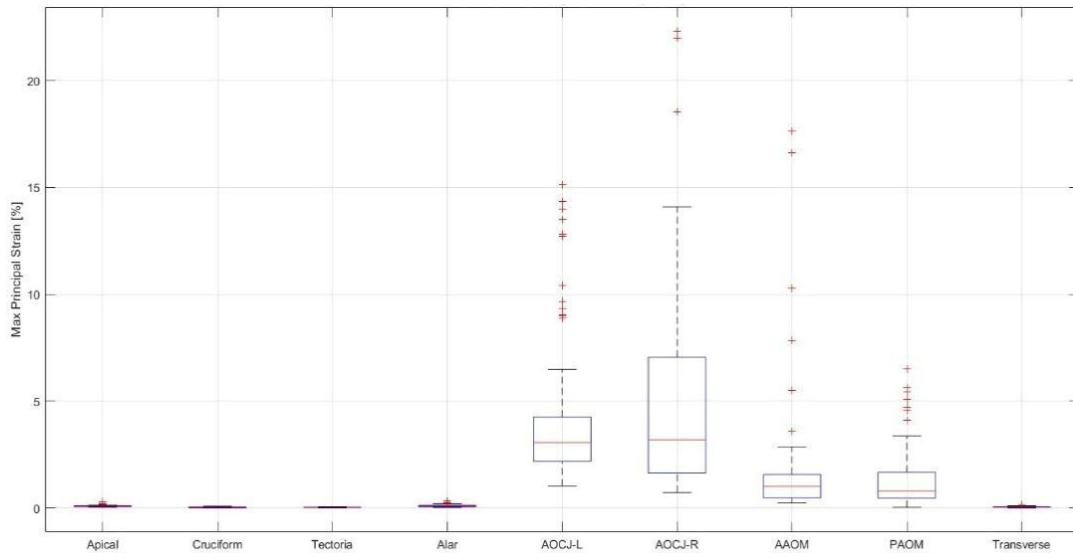


Figura 32. Distribuzione del middle max principal strain nei legamenti cervicali selezionati del modello VIVA+ per la configurazione a 56°

4.3.3 Deformazione dei muscoli cervicali

Per quanto riguarda le deformazioni muscolari, il confronto è stato effettuato limitatamente ai muscoli identificabili in entrambi i modelli. I valori riportati nelle figure seguenti rappresentano la deformazione assiale dei fascicoli muscolari selezionati all'istante finale della simulazione di posizionamento.

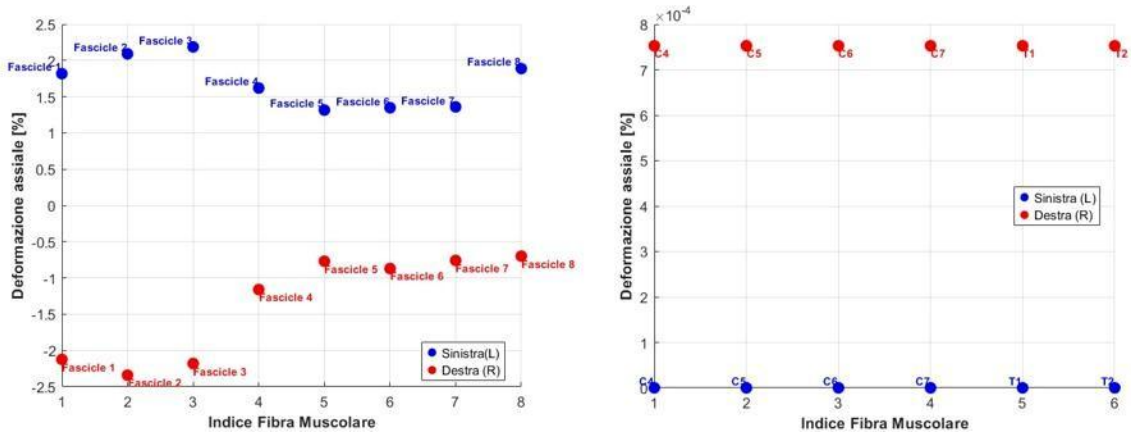


Figura 33. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

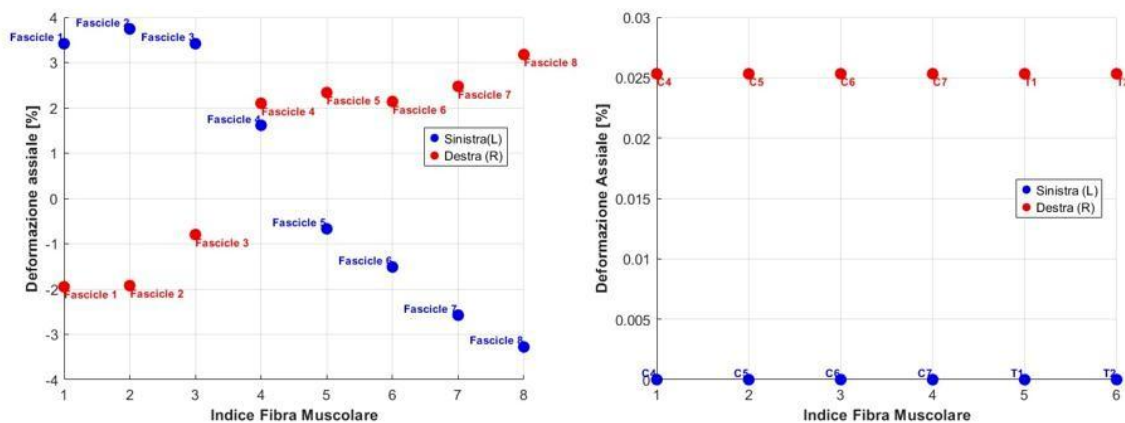


Figura 34. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

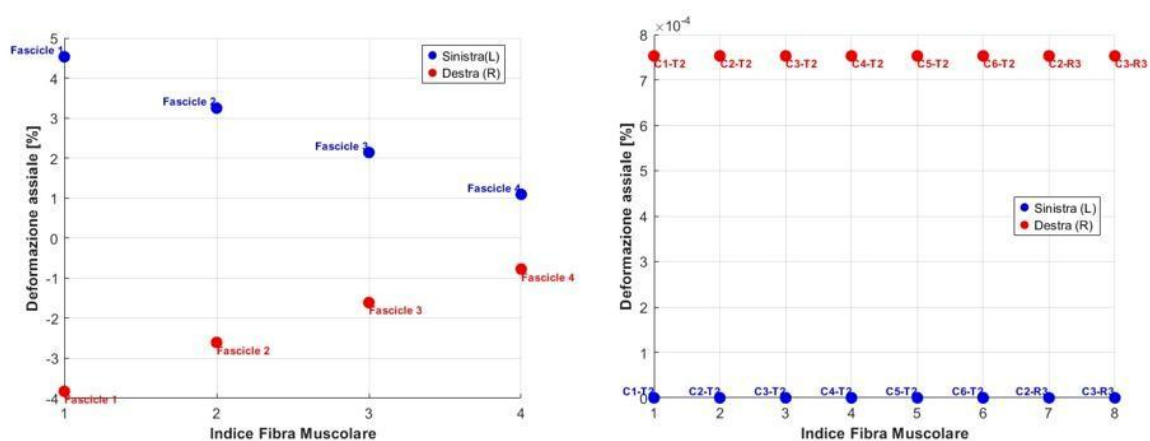


Figura 35. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Cervicis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

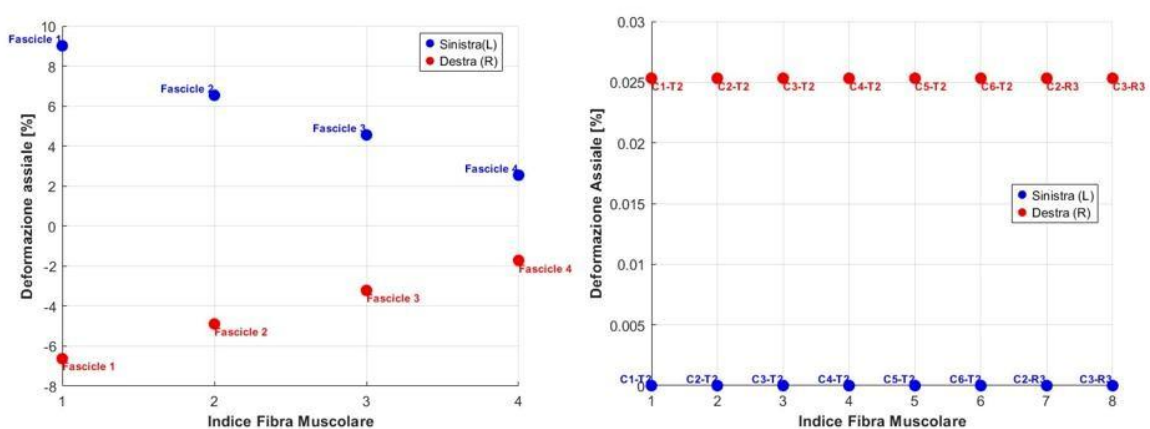


Figura 36. Deformazione assiale del muscolo Longissimus Cervicis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

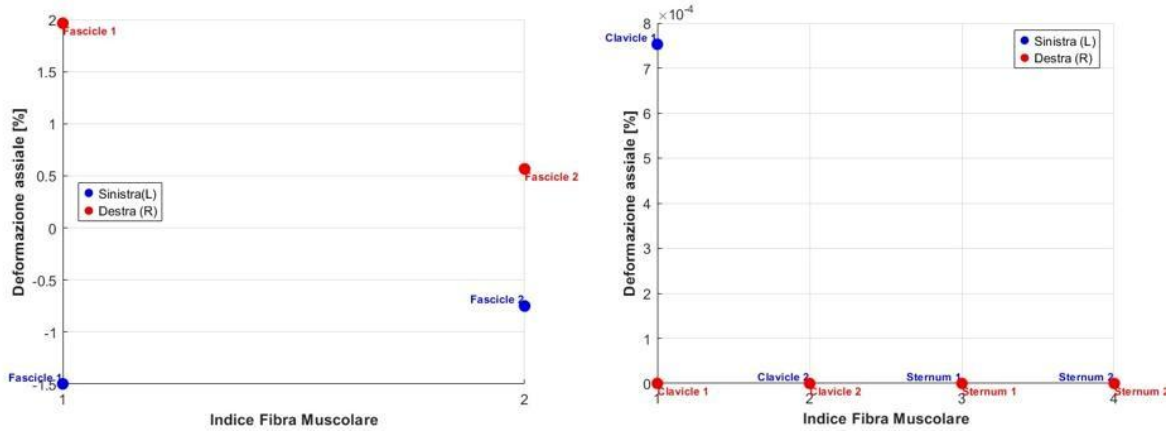


Figura 37. Deformazione assiale del muscolo Sternocleidomastoideo nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

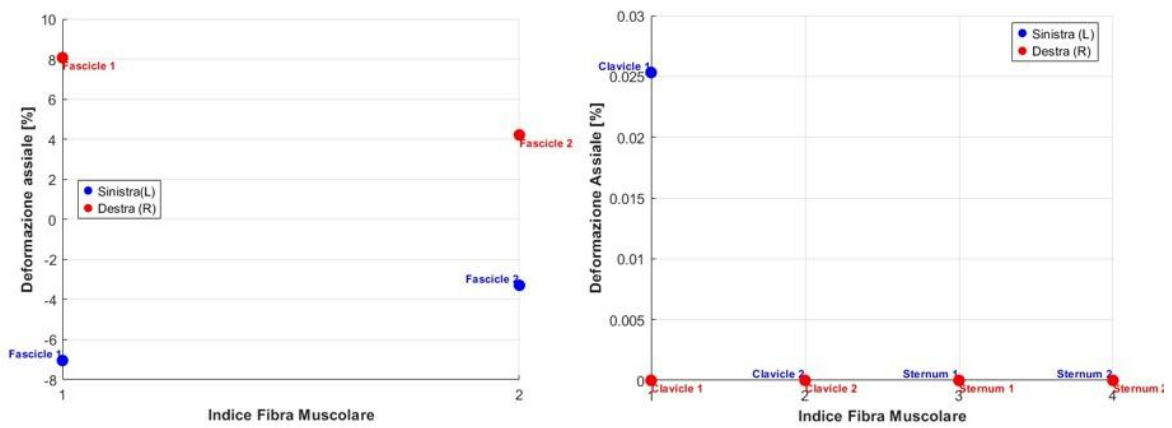


Figura 38. Deformazione assiale del muscolo Sternocleidomastoideo nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

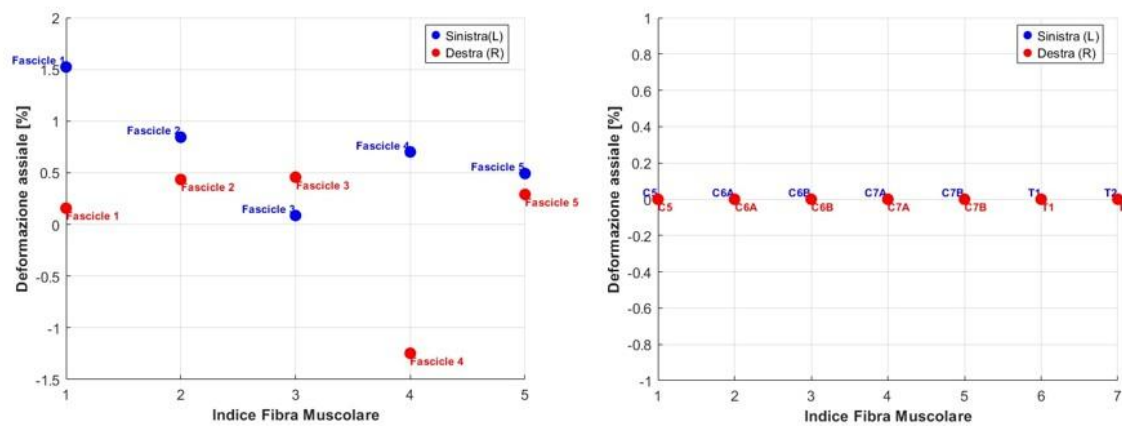


Figura 39. Deformazione assiale del muscolo Semispinalis Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

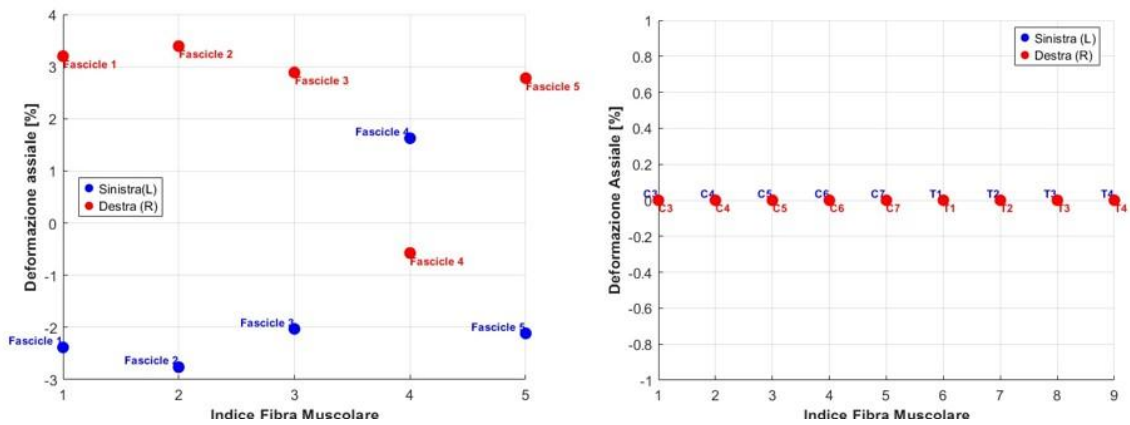


Figura 40. Deformazione assiale del muscolo Semispinalis Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

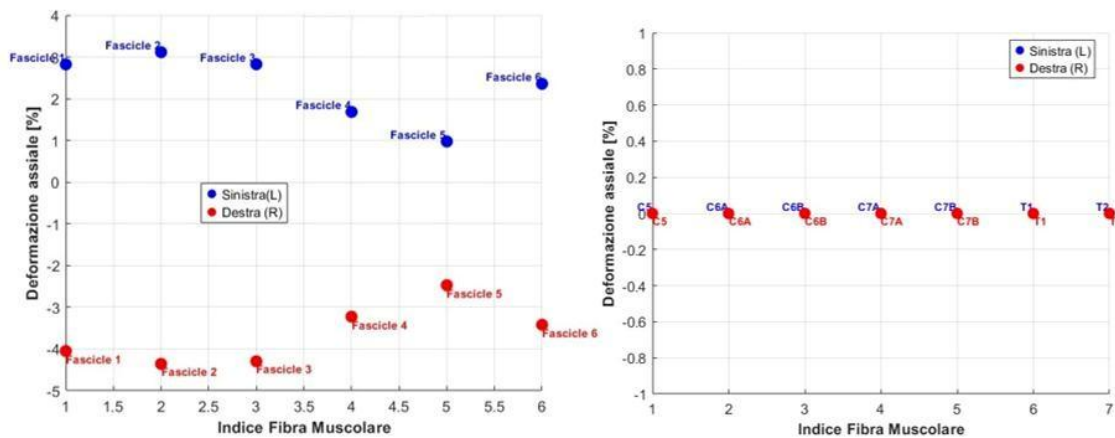


Figura 41. Deformazione assiale del muscolo Splenius Capitis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

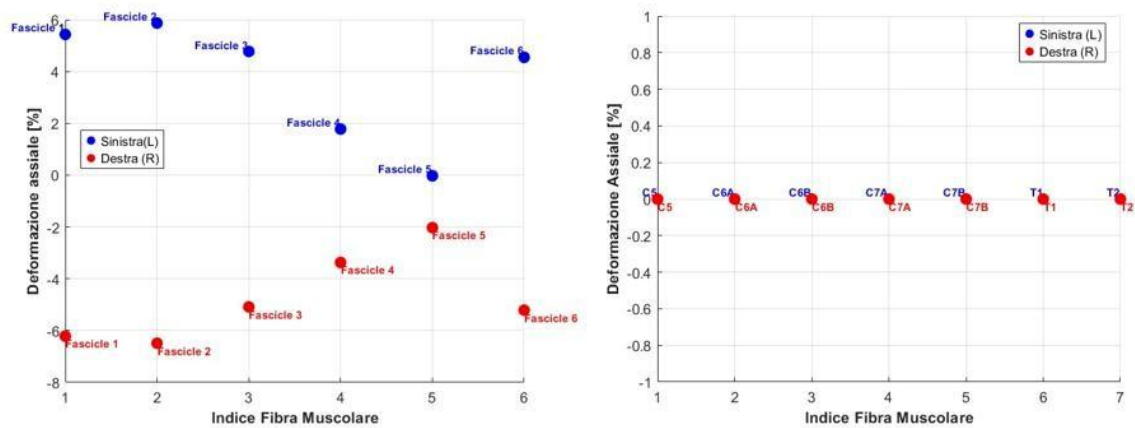


Figura 42. Deformazione assiale del muscolo Splenius Capitis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

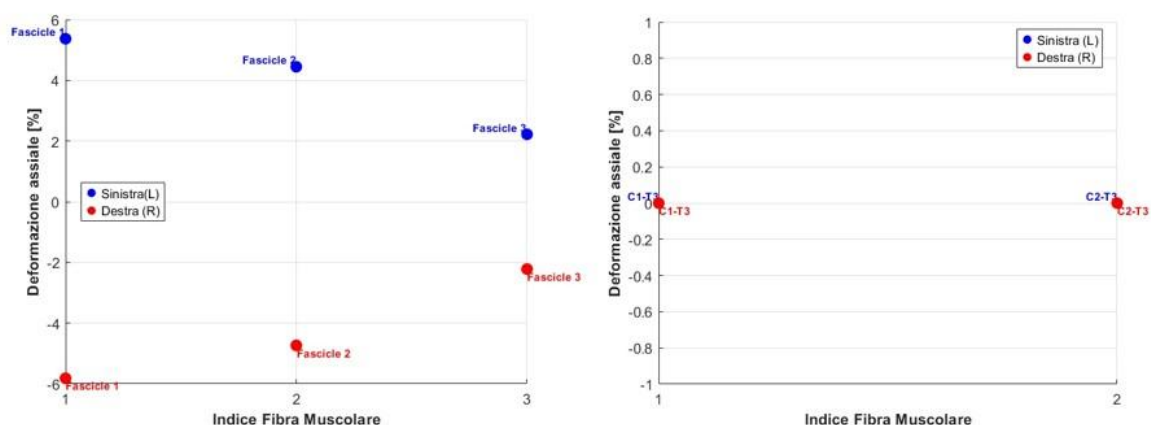


Figura 43. Deformazione assiale del muscolo Splenius Cervicis nella configurazione a 28°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

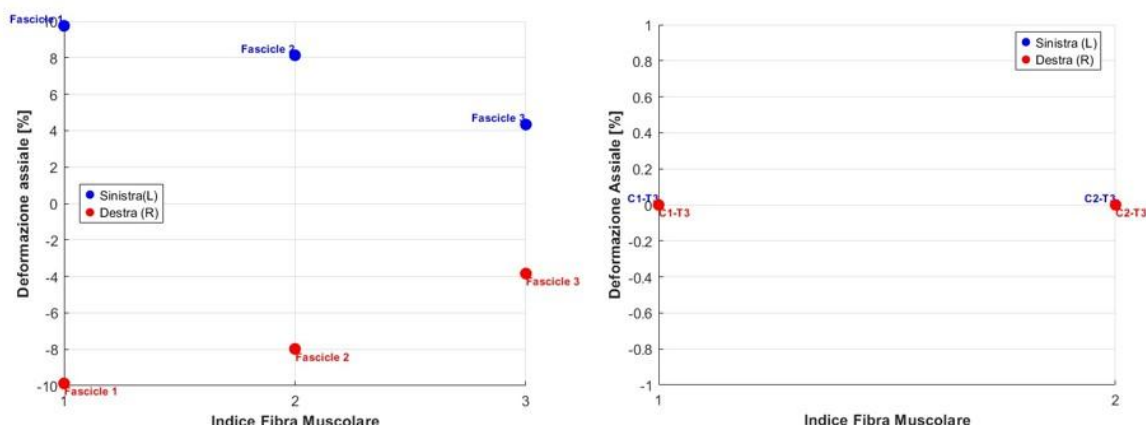


Figura 44. Deformazione assiale del muscolo Splenius Cervicis nella configurazione a 56°: THUMS a sinistra, VIVA+ a destra

In generale, nella configurazione posturale a 56° si osserva un incremento dei valori di deformazione rispetto alla configurazione a 28°, coerentemente con la maggiore rotazione del distretto testa-collo ottenuta a seguito del posizionamento.

Nel dettaglio, si osserva che nel modello THUMS le strutture muscolari presentano valori di deformazione assiale generalmente maggiori rispetto a quelli osservati nel modello VIVA+, in cui le deformazioni risultano prossime allo zero per la maggior parte dei fascicoli analizzati. Nel modello THUMS, la deformazione è stata calcolata manualmente a partire dalla variazione di lunghezza degli elementi muscolari tra configurazione iniziale e finale; pertanto, il segno della grandezza consente di distinguere condizioni di allungamento e accorciamento dei fascicoli secondo la convenzione di calcolo adottata. Nel modello VIVA+,

invece, il parametro *axial strain* è stato estratto direttamente dall'output del solver per gli elementi *beam*. Poiché le grandezze confrontate derivano da procedure di estrazione differenti e da diverse rappresentazioni numeriche delle strutture muscolari, il confronto tra i due modelli è stato effettuato principalmente in termini di entità della deformazione finale, piuttosto che in termini di confronto diretto del segno.

Confrontando qualitativamente i risultati ottenuti per legamenti e muscoli, si osserva che i valori di deformazione riportati per i legamenti risultano generalmente superiori rispetto a quelli osservati per i muscoli in entrambi i modelli. Tuttavia, tale confronto non può essere effettuato in maniera diretta, poiché le grandezze analizzate e le modalità di rappresentazione numerica delle strutture anatomiche sono differenti sia tra legamenti e muscoli, sia tra i due modelli. Si può ipotizzare che la maggiore deformazione osservata nelle strutture dei legamenti sia coerente con il loro ruolo di collegamento e stabilizzazione tra le componenti ossee del rachide cervicale e della regione cranio-cervicale durante una procedura di posizionamento passivo.

Nel complesso, tali risultati confermano che il posizionamento *simulation-based* non si limita a modificare la configurazione geometrica del modello, ma consente anche di valutare lo stato deformativo finale delle strutture anatomiche coinvolte. Inoltre, le differenze osservate tra THUMS e VIVA+ mostrano che la risposta deformativa ottenuta durante il posizionamento non può essere considerata indipendente dal FE HBM utilizzato.

CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi si inserisce nell'ambito della sicurezza passiva dei veicoli e, in particolare, nello studio dell'influenza della postura dell'occupante alla guida sulla risposta biomeccanica del rachide cervicale in caso di impatto posteriore. Diversi studi presenti in letteratura indicano infatti che, in tali scenari, una rotazione iniziale del capo possa influenzare la risposta del rachide cervicale e risultare potenzialmente rilevante nell'insorgenza delle lesioni associate al colpo di frusta.

Lo studio di queste configurazioni può essere condotto mediante modelli umani agli elementi finiti, che consentono di analizzare grandezze locali, quali tensioni e deformazioni nelle singole strutture anatomiche, difficilmente valutabili con lo stesso livello di dettaglio mediante altri approcci. Tuttavia, il loro impiego richiede spesso una modifica della postura iniziale del modello, operazione non sempre immediata e fortemente dipendente dalle caratteristiche del modello stesso. Inoltre, poiché i modelli attualmente disponibili non seguono una formulazione univoca, le differenze nella rappresentazione delle componenti anatomiche e delle loro proprietà possono rendere complessa la definizione di una procedura di posizionamento generale e trasferibile.

L'obiettivo del lavoro è stato quindi applicare e confrontare due tecniche di posizionamento, una di tipo *geometry-based* e una di tipo *simulation-based*, su due modelli umani agli elementi finiti, THUMS e VIVA+, al fine di ottenere configurazioni caratterizzate dalla rotazione del capo verso lo specchietto retrovisore e verso il passeggero anteriore destro. A tale scopo sono stati utilizzati i software PIPER e LS-DYNA, rispettivamente per il posizionamento *geometry-based* e per quello *simulation-based*.

L'approccio *geometry-based* ha consentito di modificare direttamente la geometria del modello THUMS fino al raggiungimento delle posture target, confermando il vantaggio della metodologia in termini di rapidità e ridotto costo computazionale. Le attività svolte hanno tuttavia evidenziato un degrado della qualità della *mesh*, più marcato nella configurazione caratterizzata dalla rotazione maggiore. È stato pertanto necessario introdurre procedure di *smoothing*, mediante le quali i parametri di qualità sono stati riportati verso valori più prossimi a quelli del modello originale. La stessa procedura non è risultata completabile per il modello VIVA+. Durante l'importazione in PIPER sono emerse criticità che, nell'ambito del presente lavoro, non hanno consentito di ottenere configurazioni utilizzabili per le analisi successive. Tale risultato è stato riscontrato nonostante la documentazione del modello

VIVA+ riporti la compatibilità con l'ambiente PIPER e la disponibilità delle informazioni necessarie alle procedure di posizionamento.

Per quanto riguarda l'approccio *simulation-based*, la procedura è stata applicata a entrambi i modelli secondo una stessa impostazione generale, imponendo l'input cinematico alla vertebra C1 e vincolando la vertebra T1. Le prove effettuate hanno confermato il maggiore costo computazionale della metodologia rispetto all'approccio *geometry-based*. Inoltre, l'individuazione dell'input necessario al raggiungimento della postura target non è risultata definibile a priori, ma ha richiesto una procedura iterativa. Questo aspetto rappresenta un limite pratico, soprattutto quando devono essere considerate numerose configurazioni posturali. D'altra parte, nel posizionamento *simulation-based* la configurazione finale dipende dalla risposta meccanica del modello all'input applicato e, quindi, dalle proprietà dei materiali, dai vincoli e dalla definizione dei contatti che determinano le interazioni tra le strutture anatomiche. Dunque, questo approccio consente di mantenere lo stato tensionale e deformativo generato durante il posizionamento. L'impiego di tali configurazioni come condizioni iniziali per successive simulazioni di impatto permetterebbe quindi di considerare le sollecitazioni già presenti nelle strutture anatomiche prima dell'urto, contribuendo a una rappresentazione potenzialmente più realistica della risposta biomeccanica dell'occupante alla guida.

Un ulteriore contributo del lavoro ha riguardato lo sviluppo di procedure automatizzate in MATLAB per l'estrazione e l'elaborazione dei dati prodotti dalle simulazioni. Le routine sono state definite separatamente per THUMS e VIVA+, in modo da tenere conto delle differenti discretizzazioni, tipologie di elemento e identificazioni numeriche delle strutture anatomiche. Esse consentono di associare in modo sistematico i dati prodotti dalle simulazioni ai corrispondenti punti di repere, muscoli e legamenti cervicali e di calcolare le grandezze cinematiche e di deformazione impiegate nelle analisi. Inoltre, le routine non sono vincolate esclusivamente alle simulazioni di posizionamento e costituiscono una base riutilizzabile anche per l'analisi di successive simulazioni di impatto.

Il lavoro ha quindi consentito di definire e applicare in modo comparativo procedure di posizionamento ai modelli THUMS e VIVA+, individuando le criticità che ne condizionano l'utilizzo su modelli differenti. Ha inoltre consentito di sviluppare procedure automatizzate per l'estrazione, l'organizzazione e il confronto dei dati cinematici e deformativi, riutilizzabili, con gli opportuni adattamenti, anche per successive simulazioni di impatto.

Bibliografia

1. Prochowski L, Żuchowski A. Analysis of the influence of passenger position in a car on a risk of injuries during a car accident. *sciENCe aNd tEchNology*.
2. Shanti BF, Shanti IF, Shanti ZI. Whiplash Injuries: A Systemic Review. *Acta Sciæ Neuro*. 2023;6(4):51-67. doi:10.31080/ASNE.2023.06.0613
3. John J, Klug C, Kranjec M, Svenning E, Iraeus J. Hello, world! VIVA+: A human body model lineup to evaluate sex-differences in crash protection. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:918904. doi:10.3389/fbioe.2022.918904
4. Lindgren N, Yuan Q, Pipkorn B, Kleiven S, Li X. Development of personalizable female and male pedestrian SAFER human body models. *Traffic Injury Prevention*. 2024;25(2):182-193. doi:10.1080/15389588.2023.2281280
5. European Commission. *Final Report Summary - PIPER (Position and Personalize Advanced Human Body Models for Injury Prediction)*. 2017. Accessed June 22, 2026. <https://cordis.europa.eu/project/id/605544/reporting>
6. Schmitt KU, Cronin DS, Morrison B, Callaghan JP, Muser MH. Spinal Injuries. In: Schmitt KU, Cronin DS, Morrison III B, Callaghan JP, Muser MH, eds. *Trauma Biomechanics: An Introduction to Injury Biomechanics*. Springer Nature Switzerland; 2025:115-155. doi:10.1007/978-3-032-00357-7_5
7. Medical gallery of Blausen Medical 2014. *Wiki J Med*. 2014;1(2). doi:10.15347/wjm/2014.010
8. Di Segni, Daniel. Vertebre Cervicali: La Guida Completa. Cervicale Vertigini oppure Studio di Fisioterapia Cervicale Vertigini. December 16, 2018. Accessed May 4, 2026. <https://www.cervicalevertigini.it/le-vertebre-cervicali/>
9. Chimica-online.it. Atlante. Chimica-online.it. Accessed June 13, 2026. https://www.chimica-online.it/anatomia-umana/atlante.htm?utm_source=chatgpt.com
10. Haig AJ, McGuire TJ. Anatomical study and proposed EMG technique for the cervical paraspinal muscles. *PM&R*. 2024;16(2):165-173. doi:10.1002/pmrj.13046
11. Shanti BF, Shanti IF, Shanti ZI. Whiplash Injuries: A Systemic Review. *Acta Sciæ Neuro*. 2023;6(4):51-67. doi:10.31080/ASNE.2023.06.0613
12. Chen, Hai-bin, Yang, King H., Wang, Zheng-guo. Biomechanics of whiplash injury. 2009;12(5). doi:10.3760/cma.j.issn.1008-1275.2009.05.011
13. Karthikeyan JL. Position And Rotation of Drivers Head as Risk Factor for Whiplash in Rear Impacts. *Ergonomics*. 2015;s3. doi:10.4172/2165-7556.S3-012

14. Fice JB, Foulger LH, Mang DWH, Blouin JS, Siegmund GP. Initial Head Posture Affects the Neck Muscle and Head/Neck Kinematic Responses During Low-Speed Rear Impacts. *Ann Biomed Eng.* 2026;54(4):1203-1218. doi:10.1007/s10439-025-03926-5
15. ANSYS, Inc. LS-DYNA Student 2025 R16.1. Accessed June 2, 2026. <https://www.ansys.com/academic/students/ansys-ls-dyna-student>
16. Toyota Motor Corporation; Toyota Central R&D Labs. *THUMS AM50 Occupant Model Version 4.1 Documentation*. 2021.
17. Toyota Motor Corporation; Toyota Central R&D Labs., Inc. Toyota THUMS History – Development Timeline of the Total Human Model for Safety. 2021. Accessed June 2, 2026. https://www.toyota.co.jp/thums/contents/pdf/Toyota_THUMS_History_English.pdf
18. Altair Engineering Inc. *ELEMENT_SEATBELT. Altair HyperWorks Help. 2025. Accessed July 2, 2026. https://help.altair.com/hwsolvers/rad/topics/solvers/rad/element_seatbelt_lsdyna_r.htm
19. Altair Engineering, Inc. Radioss 2022.2 User Guide: Shell Elements (/PROP/SHELL). Published online 2022. Accessed June 29, 2026. https://2022.help.altair.com/2022.2/hwsolvers/rad/topics/solvers/rad/shell_elements_c.htm
20. VIVA+ Human Body Models – Documentation. VIVA+ ReadTheDocs. Accessed June 2, 2026. <https://vivaplus.readthedocs.io/en/latest/>
21. VIRTUAL – Virtual Human Models for Safety. Project Virtual. Accessed June 2, 2026. <https://projectvirtual.eu/>
22. ANSYS, Inc. Discrete Beam. LS-DYNA. 2023. Accessed July 2, 2026. <https://lsdyna.ansys.com/discrete-beam/>
23. ANSYS, Inc. ANSYS LS-DYNA® Keyword User’s Manual – Volume II. Published online 2025. Accessed June 2, 2026. <https://lsdyna.ansys.com/>
24. Östh J, Brolin K, Svensson MY, Linder A. A Female Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model Validated for Physiological Loads. *Journal of Biomechanical Engineering.* 2016;138(6):061005. doi:10.1115/1.4032966
25. ANSYS, Inc. ANSYS LS-DYNA® Keyword User’s Manual – Volume I. Published online 2025. Accessed June 2, 2026. <https://lsdyna.ansys.com/>
26. Christoph Klein, María González-García, Jens Weber, et al. A Method for Reproducible Landmark-based Positioning of Multibody and Finite Element Human Models. *IRCOBI Conference Proceedings 2021*. Published online 2021.
27. PIPER Project Consortium. PIPER Software Framework (Open Source Project). piper-project.org. 2017. Accessed June 7, 2026. <https://piper-project.org/>

28. PIPER Consortium. PIPER Software Framework and Application: User Guide. Published online July 2017.
29. Zhou C, Wang H, Wang C, et al. Intervertebral range of motion characteristics of normal cervical spinal segments (C0-T1) during in vivo neck motions. *Journal of Biomechanics*. 2020;98:109418. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109418
30. ANSYS, Inc. LS-PrePost. LS-DYNA Knowledge Base. Accessed June 21, 2026. <https://lsdyna.ansys.com/knowledge-base/ls-prepost/>
31. ANSYS, Inc. Jacobian Ratio. Ansys Help. 2024. Accessed June 8, 2026. https://ansyshelp.ansys.com/public/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v242/en/wb_msh/msh_jacobian_ratio.html
32. ANSYS, Inc. Warping Factor. Ansys Help. 2024. Accessed June 8, 2026. https://ansyshelp.ansys.com/public/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v242/en/wb_msh/msh_warping.html
33. VIVA+ Team. Positioning with PIPER. VIVA+ Human Body Models Documentation. Accessed June 8, 2026. https://vivaplus.readthedocs.io/en/latest/userguide/positioning-with-PIPER/?utm_source=chatgpt.com
34. ANSYS, Inc. Discussion of Time-Step Size — Lesson 3. ANSYS Innovation Courses. Accessed June 10, 2026. https://innovationspace.ansys.com/courses/courses/time_integration/lessons/discussionof-time-step-size-lesson-3/
35. The MathWorks, Inc. MATLAB. MathWorks. Accessed June 14, 2026. <https://it.mathworks.com/products/matlab.html>
36. Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(6):426435. doi:10.1016/S0268-0033(99)00097-2
37. The MathWorks, Inc. Scatter. MATLAB Help Center. Accessed June 14, 2026. <https://it.mathworks.com/help/matlab/ref/scatter.html>
38. Quanqing Yan; Philip Ho. Introduction to LS-PrePost 4.2. Published online 2016.

Ringraziamenti

Ringrazio il Professore Alessandro Scattina per avermi dato l'opportunità di vedere da vicino il mondo della ricerca, per la sua disponibilità, fiducia e pazienza.

Ringrazio l'Ingegnere Stefano Tomassi per avermi guidata in questo percorso, per essere stato un punto di riferimento e di ispirazione.

Ringrazio di cuore tutte le persone che amo e che sono state fondamentali in questi anni di vita nuova.